

JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

I S S N 2189-3071

Oct. 2020

撮影部会誌

Journal of The Subcommittee of Imaging Techniques and Research

よりよい撮影技術を求めて

Pursuing Better Imaging Techniques in Radiology

Vol.28 No.2 通巻 75

第75回撮影部会『中止』

2019年10月15日（木）～17日（土）

場所：東京ファッションタウンビル

～各社技術紹介特集号～

公益社団法人 日本放射線技術学会 撮影部会

■部会長挨拶

『with コロナがもたらす撮影部会の活動について』

りんくう総合医療センター（撮影部会長）中前 光弘 (2)

■テーマA：一般

『グリッドレス撮影～完全攻略ガイド～』

『グリッドレス撮影～完全攻略ガイド～』

(1) 「Canon CXDI ～完全攻略ガイド～」

(2) 「Intelligent Grid ～完全攻略ガイド～」

(3) 「グリッドレス撮影機器 'SkyFlow Plus' ～完全攻略ガイド～」

(4) 「Virtual Grid ～完全攻略ガイド～」

北里大学病院（撮影部会委員）関 将志 (3)

キヤノンライフケアソリューションズ株式会社 向笠 恭司 (4)

コニカミノルタジャパン株式会社 川名 祐貴 (7)

株式会社フィリップス・ジャパン 橋本 裕輝 (10)

富士フィルムメディカル株式会社 綱本 直也 (13)

■テーマB：CT

『Dual Energy CT』

『Dual Energy CT』

(1) 「Spectral Imaging System の技術について」

(2) 「SOMATOM CT が実現する True Dual Energy」

(3) 「Dual Energy CT における撮影技術と臨床への応用」

(4) 「IQon スペクトラル CT の原理・臨床応用」

千葉市立海浜病院（撮影部会委員）高木 卓 (16)

キヤノンメディカルシステムズ株式会社 津島 総 (17)

シーメンスヘルスケア株式会社 藤原 知子 (20)

GE ヘルスケア・ジャパン株式会社 久保 成美 (24)

株式会社フィリップス・ジャパン 小川 亮 (28)

■テーマC：MR

『脂肪抑制法の技術解説』

『脂肪抑制法の技術解説』

(1) 「脂肪抑制方法のポイント」

(2) 「フィリップスにおける脂肪抑制法～mDIXON XDを中心」 株式会社フィリップス・ジャパン 森脇 聰 (37)

(3) 「当社独自の脂肪抑制法とディープラーニングを用いた最新技術」

(5) 「日立におけるMRI 脂肪抑制技術」

(4) 「GE ヘルスケア製 MRI 装置の脂肪抑制について」

新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢 勉 (33)

シーメンスヘルスケア株式会社 三津田 実 (34)

株式会社フィリップス・ジャパン 森脇 聰 (37)

キヤノンメディカルシステムズ株式会社 加藤 美結 (41)

株式会社日立製作所 ハ杉 幸浩 (44)

GE ヘルスケア・ジャパン株式会社 酒井 政人 (47)

■第74回撮影部会報告

テーマA 「乳腺構成自動判定システムの現状と課題」

聖路加国際病院（撮影部会委員）小山 智美 (50)

テーマB 「低管電圧CT」

千葉市立海浜病院（撮影部会委員）高木 卓 (51)

テーマC 「画像解析を紐解く」

新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢 勉 (53)

■特別企画

『Mammography Training School 開校にあたり』

元撮影部会委員 新井 敏子 (54)

■お知らせ・編集後記

『ハイブリッド時代～撮影技術も学会の開催形式も？！』

北海道大学大学院（撮影部会委員）

山品 博子

2020年2月末より日本国内においても新型コロナウイルス感染症(COVID-19)が拡大し、今もなお、世界中で収束の兆しが見えません。今回の新型コロナウイルス感染症において亡くなられた方々に謹んでお悔やみを申し上げますとともに、被患された皆さまに心よりお見舞い申し上げます。

これまでに経験したことのない事態の下、第76回日本放射線技術学会総会学術大会はWeb開催(2020年5月15日～6月14日)となり、多くの皆様のご支援とご協力によって、第74回撮影部会の企画も無事終えることができました。ご講演賜りました講師の皆様にも、この場を借りて改めて御礼申し上げます。第74回撮影部会では、テーマA(一般)において「乳腺構成自動判定システムの現状と課題」についてご講演頂きました。乳腺実質内に脂肪がほとんどない高濃度乳腺ではマンモグラフィの感度が低く、追加検査や個別化検診の必要性が指摘されているところです。装置に依存しない判定システムの確立が急務であるとともに、多施設の医療画像データベースの構築が欠かせません。テーマB(CT)は低管電圧CTをテーマに、部位別の利用上の注意点や被ばく低減などが紹介されました。テーマC(MR)では画像解析に焦点を当てました。見逃してしまった方、もう一度ご覧になりたい方は、是非、撮影部会誌2020年春号をご覧ください。

日本では2017年以降、医療分野におけるAI(人工知能)の活用が進んでおり、特に、AIを用いた画像診断支援の有効性も多く報告されています。本年1月には、Googleが英国、米国で取得されたマンモグラフィ画像を用い、AIによる画像診断(乳癌の識別)の精度を検証し、放射線画像診断読影医による結果と比較して、偽陰性、偽陽性ともに改善されることが示されています。また、今回の世界的なCOVID-19の拡大を受け、胸部X線画像からCOVID-19検出するためのオープンソースCOVID-NETが公開されました。このモデル構築に有した日数がわずか7日間であったことがAI開発の加速を物語っています。そして、AI技術は診断支援に留まらず、撮影技術や画像処理技術にも応用されてきており、ポジショニングのアシスト機能の開発も進められています。より良い画像診断検査の提供に向けて撮影技術の分野においてもAI技術の知識を身に着け、そしてうまく利用していくことが求められていると痛感しています。

今回の大会を終え、対面式の学会とは異なり、活発な議論を行うことが難しいと感じる一方で、参加者数過去最多を記録したことから、学会へのニーズの高さと、様々な理由で会場まで足を運ぶことが難しい方に向けた情報発信の在り方を考えるきっかけとなったと感じています。2020年10月15日(木)～17日(土)に開催を予定しておりました第48回秋季学術大会は、今もなお予断を許さないCOVID-19の国内状況を鑑み、中止となってしまいましたが、撮影部会にて予定しておりました企画はWeb配信や2021年度総会学術大会などで会員の皆様にお届けしていく予定です。車も医療技術も世の中はすっかりハイブリッド時代です。時代の波を上手く乗りこなし、様々なツールを活用して、撮影技術を高めていくため、今後とも皆様のご支援とご協力を何卒よろしくお願いいたします。

『with コロナがもたらす撮影部会の活動について』

りんくう総合医療センター（撮影部会長）

中前 光弘

皆様ご存知のとおり、新型コロナウイルス(COVID-19)の感染拡大防止の観点から第 76 回総会学術大会が web 開催となり、5月15日に開幕され6月14日に 4,000 余名の参加を得て閉会することができました。奥田保男大会長、梁川範幸実行委員長をはじめ実行委員や学会関係者のご尽力の賜物だと敬意を表します。

第 74 回撮影部会では、一般、CT、MR の各分科会による教育講演とワークショップを開催しましたが、急遽決まった Web 開催であり、講師の先生方には何かとご苦労をいただき感謝申し上げます。詳細につきましては、本誌の報告をご確認ください。

また、今年の10月15日(木)～17日(土) 東京ファッションタウンビルにて開催が予定されていました第 48 回秋季学術大会も、4月26日の理事会(web 開催)で中止が決定しました。しかし第 75 回撮影部会は、一般分科会が”胸部画像”を MR・CT 分科会が”脳卒中”をテーマにした企画が決定していたため、慌てて講師の先生方に中止のお知らせとお詫びをさせていただきました。企画内容については、今後のワークショップで活かせたらと考えています。

撮影部会の活動の柱に年2回の本誌発行があります。学術大会における企画の抄録掲載が中心ですが、今回は、第 48 回秋季学術大会の中止が決まりワークショップの抄録はありません。そこで、各分科会でテーマを考え関係メーカーさんに解説原稿を寄稿していただく企画を考えました。一般は「グリッドレス撮影－完全攻略ガイド」、CT は「Dual Energy CT」、MR「脂肪抑制技術の解説」です。撮影部会誌としては初めての試みですが、会員の皆様方が臨床で大いに役立つ情報提供の場になればと考えています。

それから、元撮影部会委員の新井敏子先生が、今年の7月に群馬県桐生市に「Mammography Training School」を開校されました。先生の学会などの活動経験やトレーニングスクールを開校された想いを本誌に特別企画として寄稿いただきました。先生の素晴らしい活動を撮影部会も全面的に応援していきたいと思っていますので、ぜひ一読いただければと思います。

今年度は、セミナー(CT 応用、デジタルマンモ、乳房研修)がほとんど開催できずに中止になっています。コロナ禍の状況では仕方がないのですが、開催時期の比較的遅かった MR 安全管理セミナーについては、Webinar による開催を模索しています。実機を使った実習が目玉のセミナーでしたが、”MRI を安全に操作する”ことは日々の臨床業務で重要なことであり、Webinar という新しい形で会員の皆様に情報提供したいと考えています。非常に大きく環境が変わるために、講師の先生方の負担も大きく、慣れない活動には今まで以上のエネルギーが必要になります。臨床現場で活躍中の先生方にとって、コロナ対応が最優先課題であり学会活動まで手が回らない実情は重々承知しておりますが、撮影部会委員が一致団結して専門部会の活動の火を消さない様に務めて参ります。

「with コロナ」がもたらした新しい撮影部会の活動を紹介させていただきましたが、次年度以降もコロナ収束の目処は立ちません。会員のご意見やご協力を得ながら取り組んで行きたいと考えています。引き続き撮影部会の活動に、ご理解とご協力の程よろしくお願ひいたします。

『グリッドレス撮影～完全攻略ガイド～』

Scattered X-ray Correction Processing System

北里大学病院（撮影部会委員）関 将志

新型コロナウイルス感染症のさらなる感染拡大を防止し、医療機関で勤務されている多くの会員の現状を踏まえ、第48回秋季学術大会が2020年度第1回理事会（4月26日開催）にて開催中止が決定された。撮影部会誌秋号では、例年、秋季学術大会で開催されるワークショップの内容を会員のみなさまへお届けしているが、今号では、大会開催中止をうけ、現在医療機関で一般的に使用されている撮影技術の再学習を企画した。「一般分科会 テーマ A」では、グリッドレス撮影について取り上げる。

2014 年に登場した散乱線補正処理は、ポータブル撮影や救急撮影において多くの施設で活躍しているのではないだろうか。また、昨今の新型コロナウイルス感染症への対応では、多くのポータブル撮影が依頼されており、グリッドレス撮影は、感染防護環境の中、グリッドを持ち運ばず撮影できることで撮影業務の負担軽減になつていて推測される。

散乱線補正処理は、ストレッチャーや車椅子、ベッドでの撮影で問題となる、X 線の射入や散乱線除去用グリッドのミスマッチメントによる「画像ムラ」を解消する技術である。また、ポータブル撮影においては、グリッドの重量によるハンドリングの低下を解消している。さらに近年では、体格の大きな患者においてコントラストを改善する目的に低格子比グリッドを併用した使用方法¹⁾も研究される等、活躍の場を拡大している。大まかな画像処理過程は、散乱線の推定、散乱線の減算処理、ノイズ抑制処理で構成されているが、メーカーによって画像処理アルゴリズムや設定項目に違いがある。

普段何気なく使用している撮影技術であるが、その特性を正しく理解しないと、例えば胸部撮影では肺野が黒く潰れた画像が表示されたり、意図しないコントラストで画像が表示されたり、ノイズの多い画像が表示される等、想定外の画像が出力される可能性がある。また、散乱線補正処理が登場した当初は胸部撮影、腹部撮影のみと限定された撮影部位であったが、近年その適応範囲も拡大しているため、より正しい理解が必要となつてきている。

そこで今回、「グリッドレス撮影～完全攻略ガイド～」と題して、各メーカーにより散乱線補正処理の原理から臨床での応用、上手に使いこなすためのポイント等を解説していく。

本稿が散乱線補正処理の理解の一助となることを期待する。

参考文献

- 1) 市川肇、山田友紀、澤根康裕、他. 低格子比グリッドを用いた腹部ポータブル撮影における散乱線補正処理の有用性. 日放技雑誌 2019;75(9): 885-891.

ワークショップ 一般

テーマ A：グリッドレス撮影 ~完全攻略ガイド~

『Canon CXDI ~完全攻略ガイド~』

Canon Scatter Correction for CXDI Guide

キヤノンライフケアソリューションズ株式会社

向笠 恭司

1. はじめに

キヤノン社製散乱線補正処理「散乱線低減処理」は 2015 年 9 月 (Ver2.14) に最初のバージョンが胸部正面撮影専用でリリースされた。その後 2016 年 4 月に胸部正面撮影以外も選択できるようになり、腹部撮影にも使用出来るようになった。その後 2017 年には散乱線低減処理の内部にノイズ低減処理を組み込み、画質を向上させた。2019 年 1 月に散乱線を推定する処理を改善させることにより、体厚の厚い部位(腹部、腰椎側面など)の画質を向上させ使用範囲を広げている。

2. 原理

■散乱線低減処理

散乱線低減処理は、X線撮影装置の歴史において最も近年に開発された画像処理機能といえる。この機能は、グリッド無しで撮影した画像から散乱線を推定・低減することで、被写体構造の視認性を向上させることを特徴としている。散乱線低減処理は、回診車による病室での撮影やオペ室の撮影で被写体に隠れて flat panel detector (FPD) の位置や傾きが分からぬ場合に有効である。従来はグリッドによるミスアライメントが起きる可能性があったが、散乱線低減処理によればグリッドによる物理的なX線の減衰は起きないため位置合わせの手間を軽減出来るようになった。

■CXDI における散乱線低減処理

キヤノン社の散乱線低減処理では、撮影画像から推定した散乱線画像(以下、散乱線推定画像)を減算することで散乱線を低減している。この散乱線推定画像の作成方法は、図1の様に 1 次X線推定画像と散乱線モデルに基づいて仮の散乱線画像を作成し、1 次X線推定画像と仮の散乱線画像の和が撮影画像と一致するか誤差判定し、一致しなければ 1 次X線推定画像を修正し、再度、仮の散乱線画像作成と撮影画像との誤差判定を行う迄の工程を繰り返すことで撮影画像から最終的な散乱線推定画像を作成している。

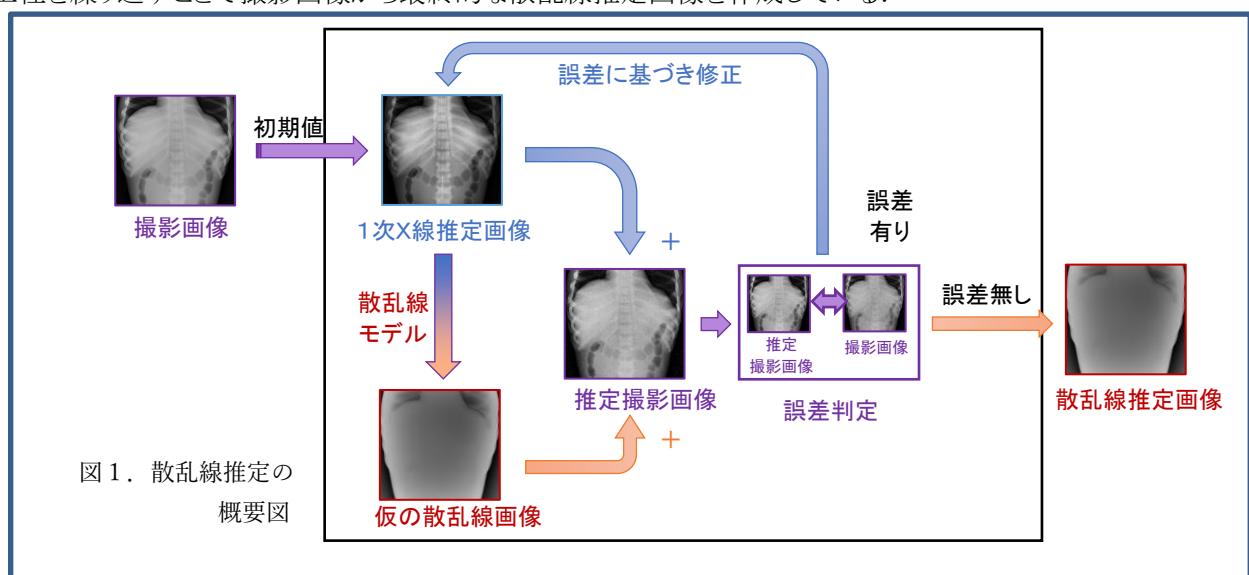


図 1. 散乱線推定の
概要図

■腹部等体幹部における散乱線低減処理

散乱線低減処理は、当初、胸部正面撮影のみ対応していたが、ユーザの要望を受けアルゴリズムを改良し、現在では腹部撮影等体幹部を含め部位を限定せずに利用できる。アルゴリズムの改良では、2つの改良がおこなわれている。一つは、胸部は被写体内に肺という空気層を含むため散乱線モデルのパラメータもそれに適したものを使用しているが、体幹部はほぼ軟部組織と骨組織であるため、胸部とは別の散乱線モデルのパラメータを用意した点である。もう一つは、一般的に胸部より線量が高く FPD の出力が飽和しやすくなることへの対応である。FPD の出力が飽和すると到達線量に対する本来の出力が得られなくなり散乱線推定に影響を及ぼす。この対応として、図2の様に撮影画像から散乱線推定を行う前に、飽和領域の判定と飽和と判定された画素の値を到達線量相当の値に置き換える飽和領域調整を追加している。これにより、飽和した場合でも散乱線推定を正しく実行できるようにしている。

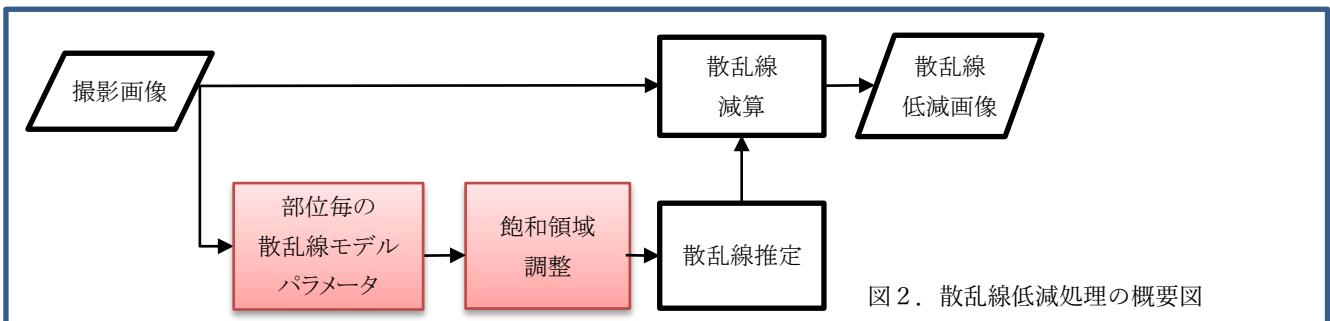


図2. 散乱線低減処理の概要図

これらの改善により、体幹部撮影においてもコントラストの低いグリッド無し画像(図3a)からグリッド有り画像(図3c)とほぼ同様のコントラストが得られるようになった(図3b)。

前記、腹部の構造の視認性向上によって、病室やオペ室での撮影におけるグリッド以外の選択肢を提供出来るようになったと考える。

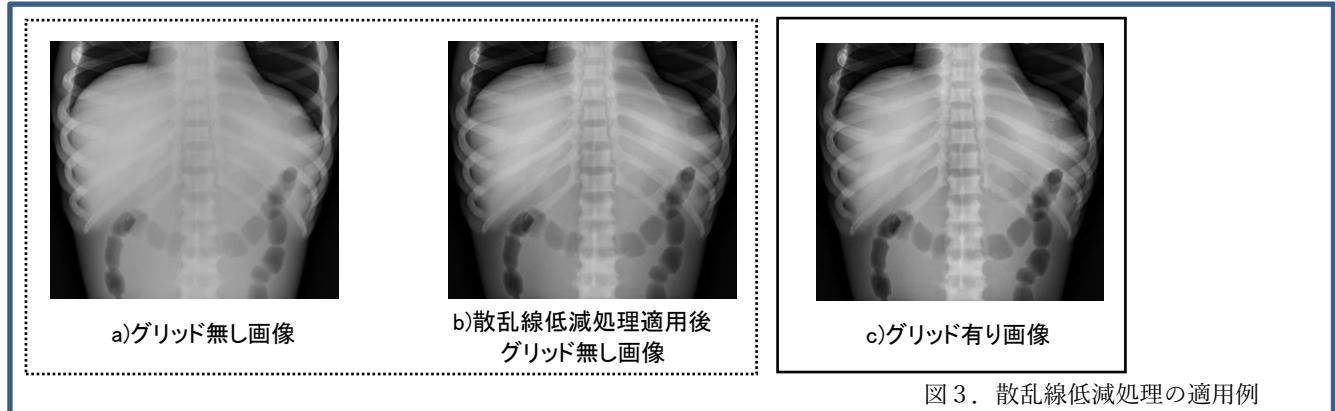


図3. 散乱線低減処理の適用例

3. 散乱線低減処理 使用上の注意事項

■現在物理グリッドで撮影している場合

散乱線低減処理は、画像データから散乱線成分を推定し引き算を行うソフトであるため、グリッド無し撮影だからと言って線量を下げると粒状性が悪化し、低線量領域のデータが取得できなくなる。また散乱線低減処理のみで効果が足りない場合は、コントラストブーストを使用しコントラストを補うことを推奨する。

■現在物理グリッドなしで撮影を行っている場合

現在、低圧で撮影することによりコントラストを付けてグリッド無しで撮影している場合、管電圧を下げたまま散乱線低減処理を加えると、低圧で撮影することによるコントラスト向上と画像処理によるコントラスト向上の両方

が画像に反映することから画像コントラストが強くなりすぎないように注意が必要.

■撮影時に被写体と FPD の距離が離れている場合は

クレーデル効果により FPD に入る散乱線量自体が少なくなるので, この場合には散乱線低減処理の効果パラメータを調整し過調整にならないように注意すること.

■散乱線低減処理使用時の REX 値 EI 値に関して

グリッドを外して撮影することから FPD に対する到達線量が増えるため, reached exposure index (REX) 値と exposure index (EI) 値は到達線量に従い高くなる. グリッド使用時と同じ値で管理すると線量不足の画像となる. REX 値はコントラストによっても変わるためにおおよその値であるが, 胸部腹部で 800 前後~1500 程度の REX 値になることを推奨する. REX 値が 2000 を超えた場合, 肺野の黒い部分などに高線量による黒つぶれが出る可能性がある.

4. アドバンスエッジ強調処理

次に, 散乱線低減処理と相性が良いアドバンスエッジ強調処理について紹介する. 本処理は, 画像のダイナミックレンジを通常よりも強く圧縮し, 信号の大きなスキンラインから, 骨部や金属領域などの信号の小さな領域までを, ほぼ同じ階調で表現するようしている. その上で, 高周波信号を大きく強調することで, CXDI の高い解像力をフルに活用し, 微細構造の視認性を最大限にまで高めた画像を提供する機能である.

本処理を適用することにより, 図 4 に示すように, 通常の処理では薄くて見えづらいカテーテルの先端や, X 線造影糸入りのガーゼ, 骨部のエッジなどの視認性を大きく向上することができる.

さらに, 本処理は専用のボタンを押下してワンタッチで処理を切り替えられる点が特徴となっている. これにより, 腹部開腹手術後のガーゼチェックや異物の確認, 術中のカテーテルの先端位置の確認のための撮影を行った際に, これまでのワークフローを変えることなく, その場で簡便かつ即時に強調画像を確認できることができ, 様々な場面で有用な機能と考える.

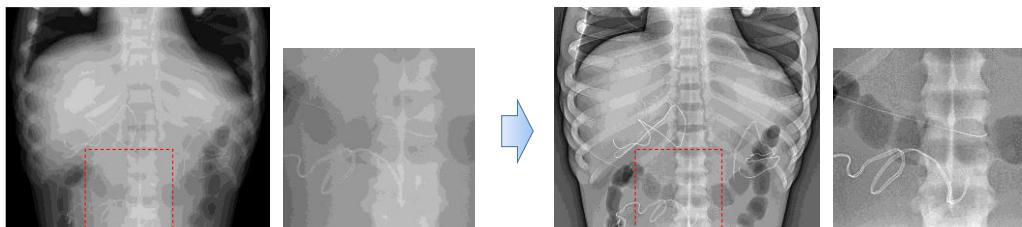


図 4. アドバンスエッジ強調処理の適用例

5. 将来構想

画像処理はディープラーニングに代表される artificial intelligence (AI) 技術の登場により, 今までにない速度で目覚ましい発展を遂げている. 今後は, その技術の応用により散乱線低減の高速・高精度化による利便性・画質のさらなる改善や, ノイズ低減技術の進化による超低線量撮影の実現など, これからも腹部撮影の画質・撮影条件の改善に寄与できるものと考える.

また, これらの改善に留まらず, 近い将来, Precision Medicine 時代に相応しい個人や場面毎に最適な画像処理を AI が自動的に判断し, 常に高画質な画像を提供出来る医療機器を実現したいと考える.

参考文献

- 1) 勝間田 真弥. 腹部における一般撮影の進化. NNERVISION; 雜誌卷数 2020May (35 卷 5 号) :36-37

1. はじめに

コニカミノルタは、DR(digital radiography)の即時性・自在性を生かした回診撮影システムである「AeroDR ポータブルソリューション」を展開している。このシステムには、撮影画像の画質向上を目的とする各種の画像処理を搭載している。

画質向上の目的では、撮影時に散乱線を除去するグリッドを用いる場合も多い。一般撮影室では、グリッド位置を固定した撮影も可能であるが、回診・ポータブル撮影では、撮影ごとに X 線発生器に対するグリッドの位置や傾きを確認・調整する必要がある。グリッドのアラインメントがずれると、画像の左右に濃度差が生じる。特に胸部画像の場合、左右の肺野で濃度差を引き起こし、読影時の病状判断を難しくする。アラインメントのずれは、他でもX線のケラレを発生させ、画像端部の濃度低下を引き起こす。このような画像の発生リスクを低減するため、グリッドを使用しない撮影や低格子比(例えばグリッド比3:1)のグリッドを使用した撮影も行われるが、これにもディテクタに到達する散乱線の増加により、画像コントラストが低下してしまう課題がある。

今回、この課題に対し、散乱線で低下した画像のコントラストを改善する画像処理「散乱線補正処理 IntelligentGrid」の原理と、リリース後に 5 年経過したことによって本機能の特徴と拡張内容について改めてご紹介する。

2. 散乱線補正処理の方法

2-1. 処理概要

散乱線補正処理は、画像のコントラストを改善する部分と散乱線起因のノイズを低減する部分とに分かれる(図 1)。前者では、被写体厚を推定し被写体厚に応じた散乱線含有率を計算し、元画像から散乱線相当の信号量を取り除く。後者では、散乱線起因のノイズを低減し粒状性を改善するためにノイズ低減処理を行う。以下に各過程の詳細を述べる。

2-2. 散乱線量の推定

最初に DR で取得した画像から散乱線量を推定する。推定は取得画像の信号値に基づき実施する。例えば胸部画像の場合、肺野付近の散乱線含有率は低く、椎体付近の散乱線含有率は高い。そこで信号値の高い部分では散乱線含有率は低く、信号値の低い部分では散乱線含有率を高く推定する。推定は散乱線の広がりも考慮しているため、散乱線含有率の変化は取得画像の信号値変化に比べて緩やか

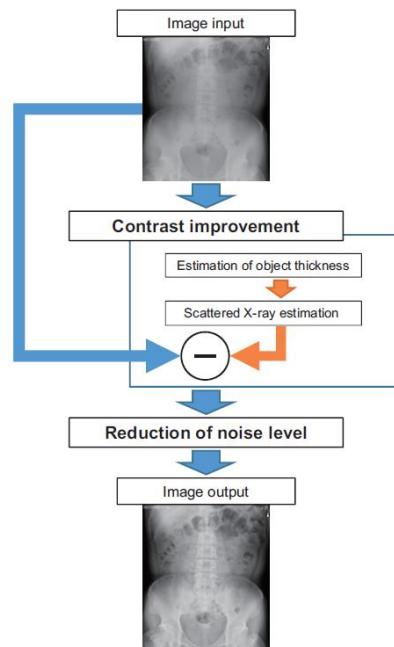


Fig. 3 Intelligent Grid's scattered X-ray correction algorithm, consisting of two processes: a contrast improvement process and a noise re-

図 1: 散乱線補正処理フロー

である。散乱線含有率と取得画像の信号値に基づき、散乱線量へと換算する。

2-3. コントラストの改善

推定した散乱線量を取得画像から減算し、コントラストを改善する。散乱線量が多いと推定した部分の信号値変化は大きく、画像のコントラストも大きく改善する。例えば胸部画像の場合、肺野付近に比べ、椎体付近のコントラストが大きく改善する。人体の各部でコントラストの改善度合いが異なる画像は、従来の階調処理による画像全体のコントラスト調整では実現不可能な画像である。また散乱線の広がりも考慮した処理により、椎体部だけでなく、椎体部周辺のコントラストも改善する。これにより、肺野部と椎体部の境界付近における微小なコントラストの改善が期待できる。

2-4. 粒状性の調整

散乱線の増加により画像中のノイズは増加する。コントラスト改善に伴い、増加したノイズに起因して画像粒状性が悪化する。特に散乱線量の多い部分では粒状性の悪化が顕著であるため、ノイズ量の調整処理を併用する。粒状性の悪化は散乱線量と相関するため、減算した散乱線量に基づきノイズ調整量を変える。散乱線量の多い椎体部ではノイズの調整量も大きく、散乱線量の少ない肺野部ではノイズの調整量は小さい。ノイズの調整処理を実行しても、肺野部の画像変化小さく、肺野部の鮮銳性は保たれる。

3. 散乱線補正処理の結果

上記構成の処理で、粒状性悪化を抑制しつつ散乱線で低下した画像コントラストを向上する。グリッドを使用しない撮影画像に散乱線補正処理を実行することで、照射するX線量を増やすことなく、グリッドを使用した撮影画像に近い画質を得る(図 2)。

散乱線補正処理により、グリッドを使用しない撮影や低格子比のグリッドを使用した撮影における画質を改善し、回診・ポータブル撮影画像に対する画質向上を実現した。

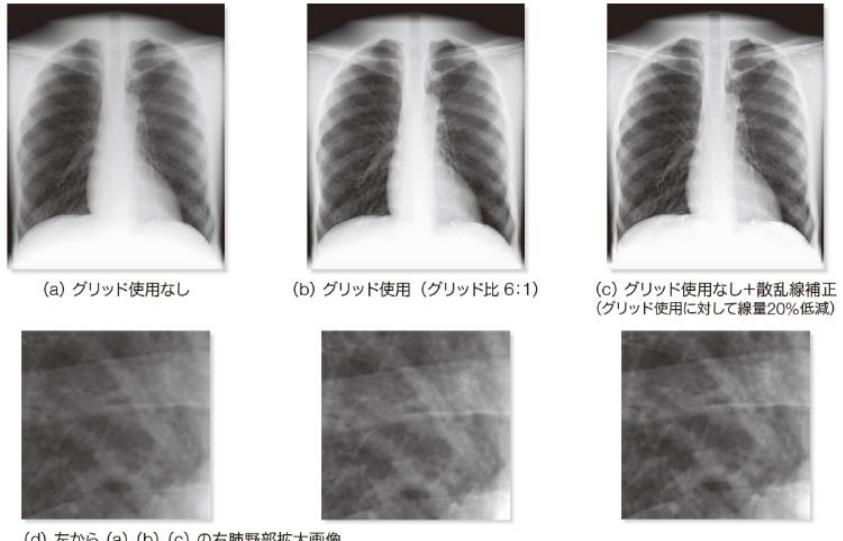


図 2: 散乱線補正処理画像

4. IntelligentGrid の特徴と進化

4-1. 体厚自動推定モード

胸部・腹部・骨盤については独自の体厚推定モードを搭載しており、回診シーンの煩わしいグリッドの調整が不要である。通常、散乱線補正処理を行う際には事前に設定した撮影条件に合わせて撮影を行う必要がある。本機能を用いることで管電圧とグリッド比の情報のみ設定することで他の撮影条件は設定不要、かつその他パラメータの変更も容易となる。IntelligentGrid の最大のメリットだといえる。

4-2. 一般撮影室での運用範囲拡大.

本機能は一般撮影室での運用拡大を行っている. リリース当初は回診撮影で最も撮影頻度の高い部位と思われる胸部, 腹部のみの適用範囲であった. 現在は順次適用部位を拡張しており, 頭部や頸椎, 肩関節や大腿骨などにも本機能対応となった. 一般撮影室においてグリッドのアライメント不足によるケラレの影響を軽減する効果があると考えており, 一般撮影室におけるワークフローを向上できると考えている(図 3).



図 3:膝関節への IG 適用有無による画質の変化

4-3. コンソール上での利便性向上

IG 処理の設定簡易化を実現した. 撮影画面右下部にある IG(ON/OFF)ボタン(図 4(a))を長押しすることでリリース当初は補正の強さのみ変更であったところを(図 4(b)), 現在はその他撮影条件を含めて簡易な設定変更が可能となった. 短時間で最適な設定を可能とするために貢献できると考えている.

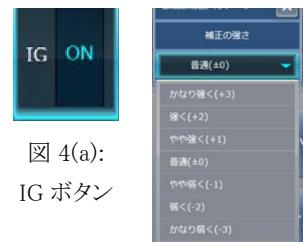


図 4(b):補正の強さ設定

5. 終わりに

本稿では「散乱線補正処理」の目的について述べ, 画質向上の技術ポイントを解説した. 本技術は, 回診撮影のみならず, 一般撮影室における撮影画像の画質向上にも応用できると考えている. グリッドを使用しても除去しきれない散乱線を補正し, 画質が改善できれば, 散乱線に埋もれた構造物の描出能向上やグリッド選択の自由度向上が期待できる.

今後も新たな画像処理技術の開発を継続し, 医療用画像の画質向上に取り組んでいく.

1. はじめに

フィリップス社 Diagnostic X-ray 部門は散乱線除去グリッドに代わる新たなツールとして、グリッドが有する画像コントラスト改善効果をもたらしながらもグリッド使用時におけるデメリットを改善すべく胸部対応型のグリッドレス撮影機構 SkyFlow を開発し、のちに全身対応型グリッドレス撮影機構 SkyFlow Plus を開発した。

本稿では全身対応型グリッドレス撮影機構 SkyFlow Plus の原理と有用性について述べる。

2. グリッドレス撮影機構 ‘Sky Flow Plus’

SkyFlow Plus は、特別な操作や撮影条件等の入力なく被写体毎に最適化された画像を提供するための散乱線減算処理技術である。物理モデルとモンテカルロシミュレーションに基づく散乱線の推定及びその推定画像の減算により散乱線による影響を補正する。また被写体厚、部位に応じて散乱線を適切に自動除去し、常にグリッドを使用した画像とほぼ同等の高コントラストな画質が得られるアルゴリズムである。(Fig.1)

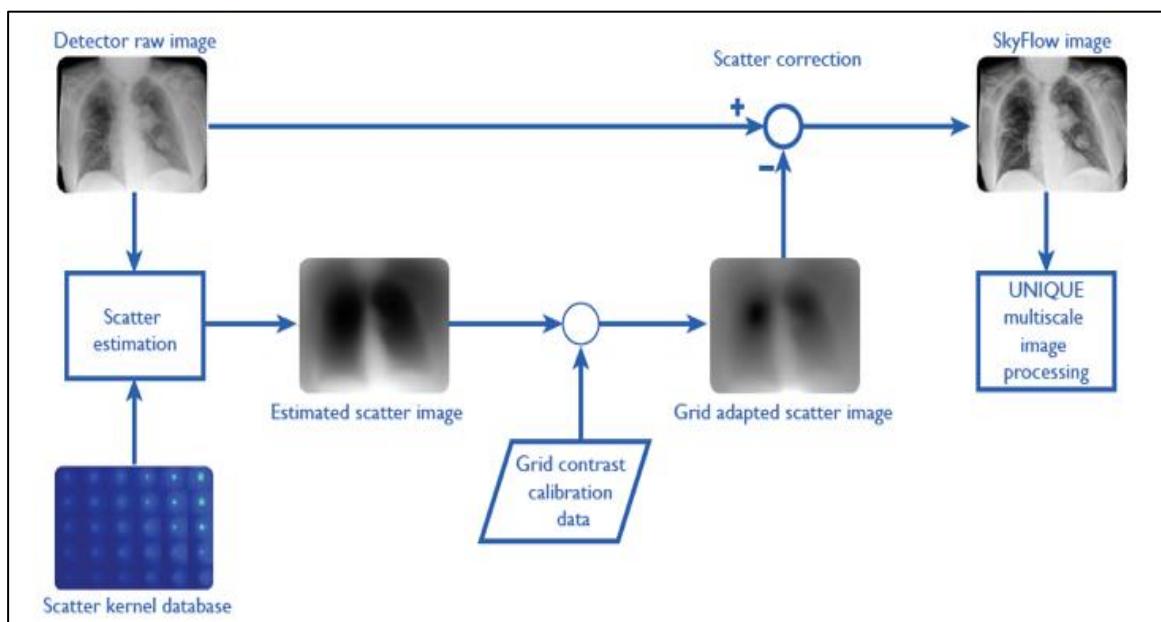


Fig.1 SkyFlow アルゴリズム

まず、撮影後に得られた元画像に対して散乱線の推定を行う。体型や体組成の異なる様々な被写体の散乱線推定には長時間のシミュレーションが必要となるが、SkyFlow Plus にはモンテカルロシミュレーションにより事前に算出された ‘Scatter Kernel database’ を搭載している。画像の局所信号とその空間勾配にあわせたカーネルの選択が行われ、このカーネルの重ねあわせにより散乱推定画像を作成する。

次に、グリッド使用時と同等になるよう散乱推定画像を補正し、元画像から減算処理を行う。

従来のグリッドを使用した撮影では、すべての散乱線を除去できるわけではなく一部の散乱線除去に限られる。

そこで SkyFlow Plus では IEC 規格 60627 で定義されたグリッドコントラスト改善能に基づき再計算を行い、元画像から補正後の散乱推定画像を減算することでグリッド使用時と同等な散乱補正画像を得る。

上記のプロセスによって SkyFlow Plus を適応したグリッドレス画像を取得することができるが、グリッド使用時と同様に臨床的価値のある画質でなければならない。この点についてグリッド使用時及び不使用時における撮影を胸部ファントム (Lungman:京都科学社製) 及び様々な体格を模倣するため Chest Plate を 1~2 枚追加して行い、両条件化でコントラスト改善能の比較実験を行った。グリッド不使用時の SkyFlow 適応によるコントラスト改善能はファントムの肺領域、心臓領域、腹部領域においてグリッド使用時と同等の結果が示されており、グリッドを使用せずに全身対応型グリッドレス撮影機構として臨床的価値のある画像を提供することができるといえる。また、肺野領域に比べ、被写体厚の厚くなる心領域、腹部領域においてこのコントラスト改善能がより高くなる結果が得られた (Fig.2)。

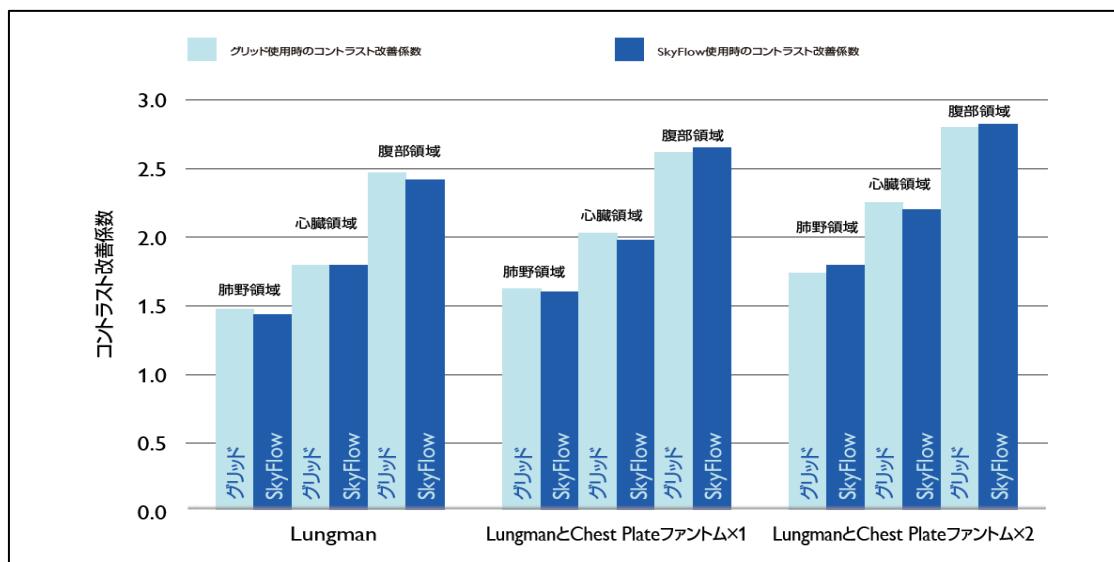


Fig.2 SkyFlow とグリッドにおけるコントラスト改善能の比較

3. 臨床応用

SkyFlow Plus はグリッドレス撮影によってもたらされるワークフローの改善やグリッド使用時と同等の高コントラストな画像の取得だけでなく X 線量の低減が期待される。

Poetter-Lang S らが行った、同じグリッド不使用時の胸部 X 線撮影画像に対し SkyFlow を適応した画像と従来の画像処理を施した画像を比較した読影試験^{1,2)}によると、SkyFlow を使用したことによる人工的な画像ノイズの発生は見られずコントラストの改善が見られた。また SkyFlow は 1.6 倍の線量で撮影されたグリッド使用時の画質に診断に適切な画質という観点から匹敵したとされる (Fig.3)。

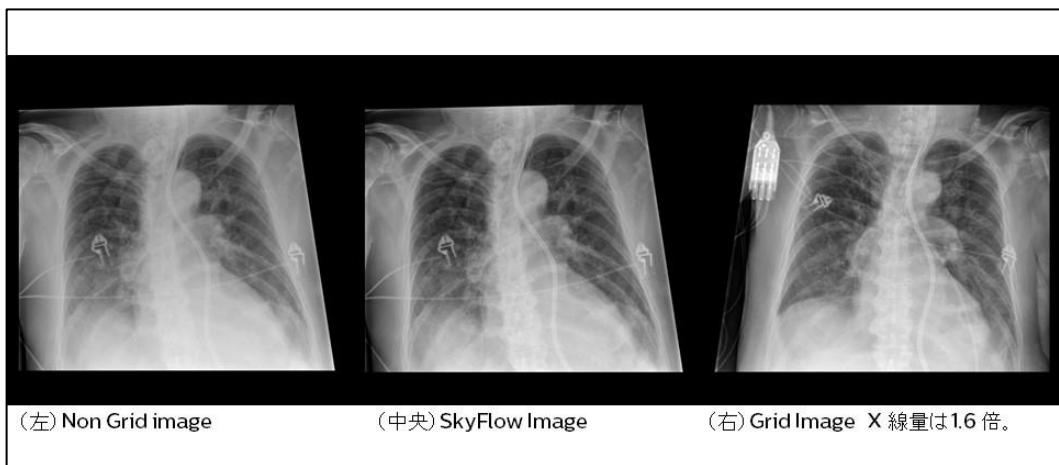


Fig.3 各撮影における胸部画像の比較

Bernhard Rengerらによる胸部ファントム(Lungman:京都科学社製)を使用したベッドサイドでの縦隔内留置カテーテルの視認性検討³⁾によると、グリッド使用時で exposure index (EI 値)をグリッド不使用時と同一にするには約 2 倍の X 線量が必要であり、同一 EI 値での画質比較として SkyFlow はグリッド不使用時で取得した胸部ファントム画像の縦隔内カテーテルの視認性を大幅に改善した。SkyFlow による画質はアライメントの整合性が取れたグリッド使用時と比べ完全には一致しないものの 50%の線量低減をもたらすことより、ベッドサイドでの撮影における散乱補正アルゴリズム SkyFlow の使用を提唱するとされる。

これらの研究結果を踏まえ、SkyFlow によるグリッドレス撮影はグリッド使用による X 線量の増加を抑制する可能性を示唆するものと考えられる。

3. 最後に

フィリップスの SkyFlow Plus は、グリッドを使用しないことによってワークフローの改善及びグリッド使用時と同等の高コントラストな画質の取得を可能としたアルゴリズムである。このアルゴリズムは散乱線の推定に対するモンテカルロシミュレーションとキャリブレーション補正に基づく減算処理により、従来の操作性を変更することなく、グリッド使用時と同等の画像コントラストを得ることができる。さらに、事前設定や撮影後の条件入力を必要としないことによりワークフローの効率化をも支援する。

4. 参考文献

- 1) Detlef Mentrup, et al : Grid-like contrast enhancement for bedside chest radiographs acquired without anti-scatter grid
- 2) Poetter-Lang S, Prosch H, Kienzl D, Fueger B, Weber M, Schaefer-Prokop CM, Uffmann M. Impact of Digital Scatter Correction on the Image Quality of Bedside Chest Radiographs. Scientific Presentation on RSNA 2013 (EventSSJ06-03).
- 3) Bernhard Renger, et al : EVALUATION OF DOSE REDUCTION POTENTIALS OF A NOVEL SCATTER CORRECTION SOFTWARE FOR BEDSIDE CHEST X-RAY IMAGING. Radiation Protection Dosimetry, Volume 169, Issue 1-4, 1 June 2016, Pages 60–67,

『Virtual Grid ～完全攻略ガイド～』

Relationship Between Basic Principle of Virtual Grid and Image Contrast.

富士フィルムメディカル株式会社

網本 直也

1. Virtual Grid 技術のとは

散乱線除去グリッドは、画像コントラストを低下させる原因となる散乱線を除去することを目的として利用される撮影器具であるが、撮影距離や撮影管電圧などの条件により、使用するグリッドを変更する必要がある。そのため、ポータブル撮影や救命救急の撮影シーンにおいて、ワークフローの低下の要因の一つとなっている。

この課題を解決する方法の一つとして、2014 年に Virtual Grid 技術が開発された。Virtual Grid 技術は当初、ポータブル撮影の中でも撮影頻度の高い胸部撮影および腹部撮影を対象として開発されたが、整形領域の検査でも使用できるようにアルゴリズムの改良を加え、頭部撮影や椎体撮影などの撮影でも利用できるようになった。

2. Virtual Grid 技術の基本原理

散乱線除去グリッドは、スリット状に配置された鉛箔と中間素材（一般的にはアルミ箔）を用いて、散乱線を除去している。一方、Virtual Grid 技術では、撮影条件と画像の画素値から被写体厚と散乱線含有率を推定している。ここでは、Virtual Grid 技術が散乱線を除去し画像コントラスト改善する仕組みについて解説する。

Virtual Grid によるコントラスト改善は、散乱線推定処理とグリッド効果算出処理によって実現される。

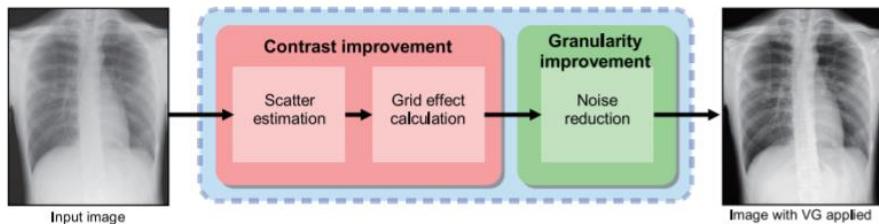


図1 Virtual Grid 処理の流れ

(1) 散乱線推定処理

Virtual Grid 技術では、撮影条件と画像の画素値から被写体厚と散乱線含有率の推定している。散乱線は、線質、被写体組成、被写体厚など様々な要因で変化するが、被写体の組成と照射野絞りの大きさを一定とすると散乱線含有率は、被写体の厚みと照射された X 線の線質に依存して変化することが知られている。

Virtual Grid 技術では、検査メニューに登録されている撮影条件から線質情報を得ており、これらの情報を用いて、被写体厚を求め散乱線量を推定している。

被写体厚を求めるモデルを図 2 に示す。

撮影に使用された照射条件(管電圧、線量)と焦点から flat panel detector (FPD)表面までの距離がわかると、numerical dose determination (NDD)法などの手法を用いて、被写体がない場合の FPD の入射線量を推定することができる図 2-(a)。

また、画像の画素値と被写体の X 線減弱係数から被写体透過後の X 線量を推定する図 2-(b)。

これらの(a)(b)の差から被写体で吸収された X 線量を算出することにより、被写体の厚みを推定している。

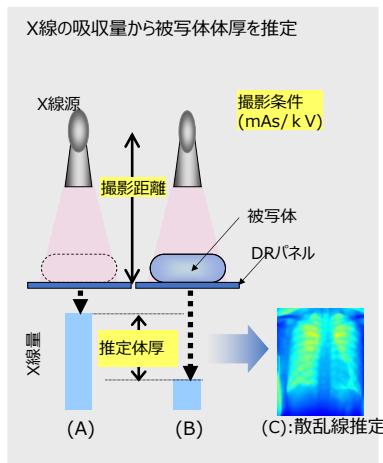


図 2 被写体厚の推定

被写体厚がわかれば、鉛ディスク法などの方法を用いることで散乱線含有率を推定することができる。

(2) グリッド効果算出処理

散乱線除去グリッドを用いた場合、グリッド透過後の X 線量はグリッドの一次線透過率と散乱線除去率によって減弱される。

一方、Virtual Grid 技術では、被写体透過直後の散乱線量は、前述の散乱線推定処理で算出される。また、散乱現象を起さなかった一次 X 線量は、FPD への到達線量と推定された散乱線量の差分で算出することができる。

Virtual Grid 技術では、撮影条件と同様に使用するメニューにグリッド比率、グリッド密度、中間材組成、集束距離の情報を登録しておくことで、計算に用いるグリッドの一次線透過率と散乱線除去率を決定している。

グリッド透過後の一次線量と散乱線量は、Virtual Grid 技術で推定された散乱線量と一次線量に、グリッドの一次線透過率、散乱線除去率を乗じることで算出することができる。

したがって、被写体透過後の一次線量と散乱線量を正しく推定できていれば、散乱線除去グリッドを使用した時と同じ印象の画像を計算により得ることができます。

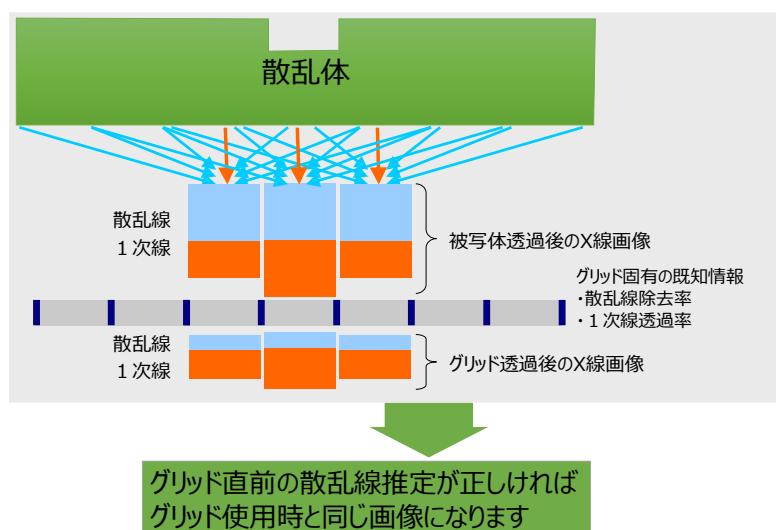


図 3 グリッド効果算出処理

3. 撮影条件との関係

Virtual Grid 技術では、被写体厚と散乱線量の推定に、メニューに登録されている撮影条件情報と検査画像の画素値を用いている。ここでは、メニューに登録されている撮影条件と実際の撮影条件が異なっていた場合の画像コントラストの変化について述べる。ここで述べる原因で、コントラスト過多もしくはコントラスト不足が生じた場合は、検査画面の Virtual Grid パラメータ修正画面で実際の撮影条件に変更することで、コントラストを修正することができる。

(a) 照射線量との関係

Virtual Grid 技術では、撮影条件と画素値から、被写体厚を推定している。そのため、実際の撮影条件とメニューに登録されている撮影条件との間に差異があると、被写体厚の推定量が変化する。登録されている照射線量に対して、実際の照射線量が多かった場合、FPD への入射線量は、想定よりも相対的に増加する。

この場合、Virtual Grid 技術では被写体が薄いために入射線量が増加したと評価し、散乱線含有率を低く設定する。そのため、散乱線の減弱量が減少し出力される画像のコントラストが相対的に低下する。

(b) 管電圧との関係

管電圧の変化は、X 線の透過量に影響を与える。そのため、登録されている管電圧よりも高い管電圧で撮影した場合、FPD への入射線量は相対的に増加する。照射線量とコントラストの関係と同様に、管電圧を高く設定して撮影した場合は、被写体厚が低いために入射線量が増加したと評価し、散乱線含有率が低く推定される。

そのため、出力される画像のコントラストは登録されている撮影管電圧で撮影した場合と比較しコントラストが低下する。

(c) 撮影距離との関係

撮影距離と FPD への入射線量との関係には、距離の逆 2 乗則が成立する。例えば、撮影距離が 2 倍になれば入射線量は 1/4 に減少する。

ここで、登録されている撮影距離に対し、実際の撮影距離が長かった場合、FPD に入射する線量は相対的に低下する。そのため、被写体厚が厚いために入射線量が減少したと評価し、散乱線含有率が高く推定される。その結果、出力される画像のコントラストは登録されている撮影距離で撮影した場合と比較して高くなる。

このように登録されている撮影条件と異なる条件で撮影した場合は、画像コントラストが変化する。

4. 最後に

今回は、Virtual Grid 技術の基本原理である散乱線推定処理、グリッド効果推定処理および撮影条件と出力される画像コントラストの関係について解説した。

Virtual Grid 技術は、胸部、・腹部撮影だけではなく、整形領域の検査でも利用できるようになったことで、病棟撮影、救命救急、手術場など多くの検査シーンで活用いただいている。本稿により、Virtual Grid 技術の理解への一助となれば幸いである。

参考文献

- 1) 川村隆浩. 新画像処理「Virtual Grid(バーチャルグリッド)技術」の開発:X 線検査の画質と作業性の向上. FUJIFILM RESEARCH&DEVELOPMENT;2015(60):21-27

『Dual energy CT』

Dual energy CT

千葉市立海浜病院（撮影部会委員）高木 卓

1. はじめに

新型コロナウイルス(COVID-19)の感染拡大の影響で第 48 回秋季学術大会が中止となったことに伴い、今回のワークショップは撮影部会誌上にて開催することとなった。CT 分科会では会員の皆様に最新の CT 撮影技術について理解を深めて頂くために、学会での演題数多く、装置の普及と臨床利用が進んでいる「dual energy CT (DECT)」をテーマとした。本ワークショップでは、DECT のデータ取得方法、画像解析方法、アプリケーションなど最新の技術情報と、現時点での適応可能な検査や将来展望について、装置メーカー4 社より寄稿頂いた。

2. DECT の現状

2005 年に DECT の臨床機が発表されてから 10 年以上が経過し、現状ではメーカー各社から独自の方式を用いた装置が開発されている。現状データの取得方式だけでも、2 管球(dual source)方式、分離フィルタ(twin beam)方式、高速管電圧スイッチング(fast kV switching)方式、2 層検出器(dual layer)方式や、deep learning を応用した方式など様々であり、データの解析方法も生データベース(projection-data based analysis)と画像データベース(image-data based analysis)の 2 つ方法が用いられている。また、DECT からは仮想単色 X 線画像や物質弁別画像に代表される様々な画像が作成され、更に専用のアプリケーションが多く開発され臨床で利用されてきている。今後、DECT を診療に役立てていくためには現時点での技術的事項を整理し、理解しておくことが重要と考える。是非、最後までお読みいただき DECT の現状と将来性について知見を深めて頂ければ幸いである。

3. さいごに

新型コロナウイルスの感染拡大に伴い、日々の診療に尽力されている会員の皆様に敬意を表すとともに、一日も早い終息をお祈りいたします。

また、今回の誌上開催のワークショップの寄稿頂きましたメーカー各社に深く感謝を申し上げます。

『Spectral Imaging System の技術について』

The Technology of Spectral Imaging System

キヤノンメディカルシステムズ株式会社

津島 総

1. Spectral Imaging System とは

Dual energy computed tomography (DECT) の原理は 1970 年代より報告されている。2000 年代に入り、X 線管球を 2 種類搭載した CT や、管電圧のエネルギーを高速で切り替える撮影方式を備えた CT が市場投入され、その臨床研究および診断での活用が大きく加速した。DECT を用いることで、contrast noise ratio (CNR) や signal noise ratio (SNR) が従来の撮影法よりも向上することを示した報告^[1]や、これまで MRI を用いなければ同定困難であった炎症性関節炎の描出が可能になることを示した報告^[2]、実効原子番号や電子密度が高精度で算出され、新たな定量値指標の可能性を示した報告^[3]、脳神経領域における病変強調や正常組織との弁別可能性について示した報告^[4]等、画質向上や臨床的有用性を示した論文が多数報告されている。このように DECT は従来の CT 画像に加え、新たな診断の参考となる情報を追加で得ることができる技術であり、画像診断の確信度向上に繋がると言える。

当社は 2019 年 6 月に deep learning を応用した新しい DECT の技術である Spectral Imaging System をリリースした。Spectral Imaging System は Spectral Scan と Spectral Reconstruction から構成される。本稿では Spectral Scan, Spectral Reconstruction および、解析ソフトウェアの Spectral Analysis についてその技術的特徴を紹介する。

2. Spectral Scan

高低 2 種の管電圧を高速で切り替えながら撮影 (rapid kV switching: Fig.1) し、かつ自動照射制御 (auto exposure control: AEC) との併用が可能な撮影法を Spectral Scan と呼ぶ。

Spectral Volume Scan では、1 回転で最大 160mm の範囲を撮影することができ、area detector CT (ADCT) を踏襲した運用を行うことができる。最新のソフトウェアバージョンでは回転時間 0.275s/rot. および心電図同期撮影にも対応している。

160mm の範囲を超える撮影においては、AEC を用いた Spectral Helical Scan を用いることで、体型や部位に合わせた適切な線量調整が可能となっている。

Spectral Scan は一般的な CT の仕様である 1 つの X 線発生機構と収集機構にて実現できるため、操作性と汎用性に優れた DE 方式である。

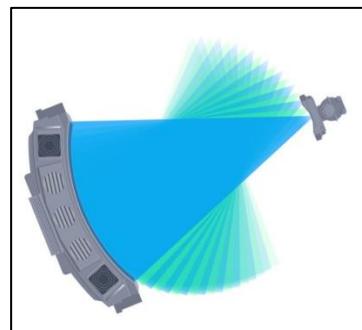


Fig.1 Rapid kV Switching

3. Spectral Reconstruction

Spectral Scan によって得られた投影データに対し、収集された全データを活用して基準物質画像を作成するための、deep learning を用いて設計された画像再構成法を Spectral Reconstruction と呼ぶ。

Rapid kV switching 方式では、X線エネルギーを高速で変調させながらデータを収集するため、各エネルギー別に収集されるデータは従来の半分以下のビューとなる。ここで、各エネルギーのデータとして不足する情報の復元に、実際に収集した対向エネルギーデータの活用および deep learning を用いた高精度な復元処理を行うことで、収集された全データの活用と高いエネルギー弁別能を持った 2 つのエネルギーデータの復元が可能となる (Fig.2)。

復元に用いられる deep convolutional neural network (DCNN) では、教師データに各種モデルベースを用いた高品質なデータを使用しており、従来方式と比べノイズ低減や画質粒状性の維持効果等がもたらされる。こうして得られた 2 つのエネルギーデータを、減弱係数の異なる 2 つの基準物質 (ヨードと水等) に弁別し、それを画像化することで基準物質画像 (ヨード画像、水画像) が得られ、さらに仮想単色 X 線画像や各種物質弁別解析、物質弁別画像を作成することが可能となる (Fig.3)。

また、Spectral Reconstruction はチルト撮影データへの適用ならびに Single Energy Metal Artifact Reduction (SEMAR) との併用も可能となっている。

Fig.4 は Catphan を従来の 120kVp と Spectral Scan でどちらも同等線量 (12mGy) で撮影した画像である。逐次近似応用再構成である AIDR 3D を使用した 120kVp の画像と比べても、Spectral Reconstruction にて得られた画像はノイズが少なく、かつ粒状性の細かい画質が得られている。また、Spectral Reconstruction の画像では各モジュールのエッジ境界や高コントラストを持つ微細構造物の鮮銳度が向上しており、空間分解能についても良好な画質が得られていることが確認できる。



Fig.2 実データを用いた Deep Learning による生データの復元

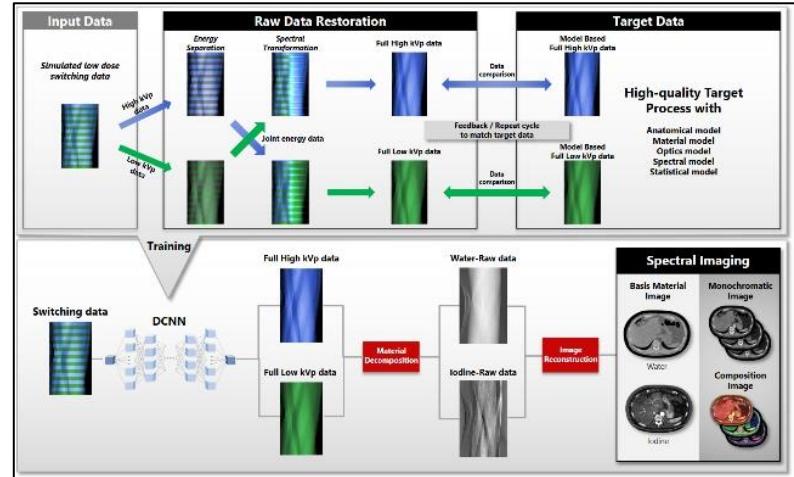


Fig.3 Spectral Reconstruction のフロー

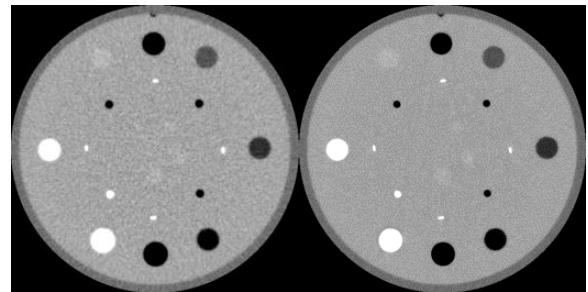


Fig.4 Catphan (12mGy) での画像比較
(左:120kVp (AIDR 3D), 右:Spectral Recon.)

4. Spectral Analysis

Spectral Reconstruction によって得られた 2 種の基準物質画像に加え、2 種の仮想単色 X 線画像、Iodine Map, Virtual Non Contrast (VNC) については撮影プロトコルに登録することで、フルオートで作成から指定した viewer までの転送を行うことができる。これに加え、専用の解析ワークステーション Vitrea に搭載された専用解析ソフトウェア (Spectral Analysis) を用いることで、実効原子番号画像や電子密度画像の作成、ならびに各種グラフを用いた解析やオーバーレイ表示等のより高度な処理を行うことが可能となる。

Fig.5 にて解析画面の一例を紹介する。左上に掲示されている画像は仮想単色 X 線画像 (70keV) であり、本画面にて 35keV から 200keV まで 166 種類の任意のエネルギー画像を表示および保存することができる。中央上段の Iodine Map では、iodine 成分およびそれに近い X 線減弱特性を示す物質を強調して表示している。右上に掲示されている画像は Virtual Non Contrast (VNC) 画像である。Iodine Map で強調した CT 値を逆に減算することで、ヨード成分に相当するピクセルの CT 値を抑制した表示となっている。左下のグラフは縦軸が CT 値、横軸が keV 値で、各エネルギーにおける CT 値の変化特性を示している。任意の region of interest (ROI) 位置における各 keV 毎の CT 値を示すことができ、1 つのエネルギーでは差が目立たない物質についても、物質特性の違いを強調して確認することができる。中央下段は、2 種のエネルギーにおける各画像ピクセルの CT 値分布を示しており、任意の ROI 位置の CT 値分布の違いを表すことができる。

右下のグラフは縦軸がピクセル数、横軸が実効原子番号を示したヒストグラムである。関心対象の実効原子番号の分布と平均値を数値で得ることが可能である。

これらの表示項目やレイアウトはユーザーが任意にプリセット登録でき、目的に合わせた画像種の作成や解析が可能となっている。

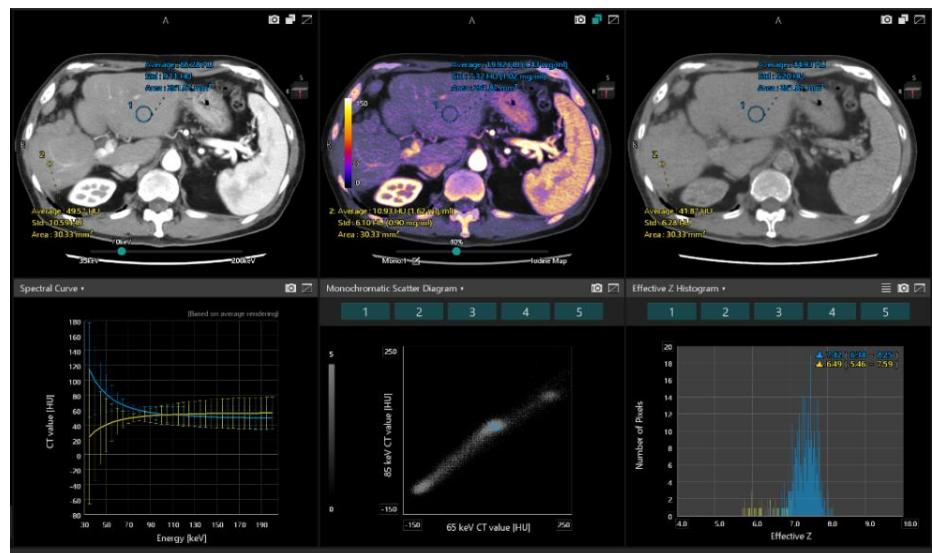


Fig.5 Spectral Analysis のレイアウト例

5. おわりに

DECT は、2 種類の X 線エネルギーデータから対象物の X 線減弱特性を推定し、CT 値差だけでは判別困難であった物質の違いの抽出や、精度の高い線質硬化補正等による基礎画質の向上効果を得ることができる。Spectral Imaging System を用いた新たな臨床適用とその有用性の評価を、引き続きユーザーと連携しながら進めしていく所存である。

参考文献

- 1) Okamura T, Yamada Y, Yamada M, et al. Image quality of virtual monochromatic images obtained using 320-detector row CT: A phantom study evaluating the effects of iterative reconstruction and body size. European Journal of Radiology; Volume 95 (2017): 212-221.
- 2) T Diekhoff, M Scheel, S Hermann, et al. A retrospective feasibility study comparing single-source dual-energy CT to MRI in selected patients with suspected acute gout. Skeletal Radiol (2017) 46:185-190.
- 3) Tatsugami F, Higaki T, Kiguchi M, et al. Measurement of Electron Density and Effective Atomic Number by Dual-Energy Scan Using a 320-Detector Computed Tomography Scanner with Raw Data-Based Analysis: A Phantom Study. J Computer Assisted Tomography (2014) 38(6):824-7.
- 4) Kuno H, Sekiya K, M N Chapman, et al. Miscellaneous and Emerging Applications of Dual-Energy Computed Tomography for the Evaluation of Intracranial Pathology. Neuroimaging Clin N Am (2017) Aug;27(3):411-427.

『SOMATOM CT が実現する True Dual Energy』

True Dual Energy Powered by SOMATOM CT

シーメンスヘルスケア株式会社

藤原 知子

1. はじめに

近年, 改めて注目を集める dual energy (DE) であるが, その研究の歴史は長く, 1980 年代には既に Kalender らにより高速 kV スイッチング方式を利用した SOMATOM DR による骨塩密度解析への応用が報告されている^{1,2)}. DE は, 2 種類の異なる X 線エネルギーにおいて物質の線減弱係数が変化する現象を利用したイメージングである. データ収集方法は様々であり, Siemens Healthineers (シーメンス) の開発の歴史においても前述の高速スイッチング方式や 2 層検出器方式などの研究を経て, 種々の課題を克服した上で, 2005 年に dual source 方式をリリースするに至った. 以降多くのエビデンスを重ねながら, 今日では, single source 方式において TwinBeam Dual Energy や Dual Spiral/ Twin Spiral Dual Energy といった方式も採用している.

シーメンスが提供するこれら全ての方式に共通する開発コンセプトが「True Dual Energy」である.

2. True Dual Energy

SOMATOM CT の DE が臨床にスムーズに導入された背景には, True Dual Energy のコンセプトが強く影響していると考えられる. 新しいイメージング法を導入する際, 現在のルーチンワークフローを大きく妨げる類のものは一般に受け入れ難く, その点, DE を行っても single energy (SE) に比べて被ばくが増えず, また読影用画像を別に撮影する手間がないという点は大きなアドバンテージと言える.

i) Dose Neutral Dual Energy Imaging: SOMATOM CT の DE では, 最適な管電流調整を行う CARE Dose4D や X-CARE をはじめ, モデルベース逐次近似画像再構成法である SAFIRE や ADMIRE を併用することで, 被検者個々に合わせた撮影線量の最適化ができる. ハードウェアの面では, 自社開発の X 線高感度素子である UFC シンチレータに加え, 低管電圧画像で問題となる電気ノイズを低減すべく, アナログ回路を排除したフルデジタル検出器 Stellar^{infinity} Detector を採用している.

ii) Dual Energy imaging quality criteria, Best spectral separation: DE に対するスキャナの性能として, ①X 線スペクトルのエネルギー分離, ②収集データの時差, ③時間分解能, ④空間分解能, ⑤線量効率が重要とされている. 物質の X 線エネルギー依存性を利用する DE にとってエネルギー分離は特に重要で, 高低 2 つの X 線スペクトルが大きく分離しているほど線減弱係数の差が大きくなり, 結果として物質弁別の精度が高くなる^{3,4)}. 現在,

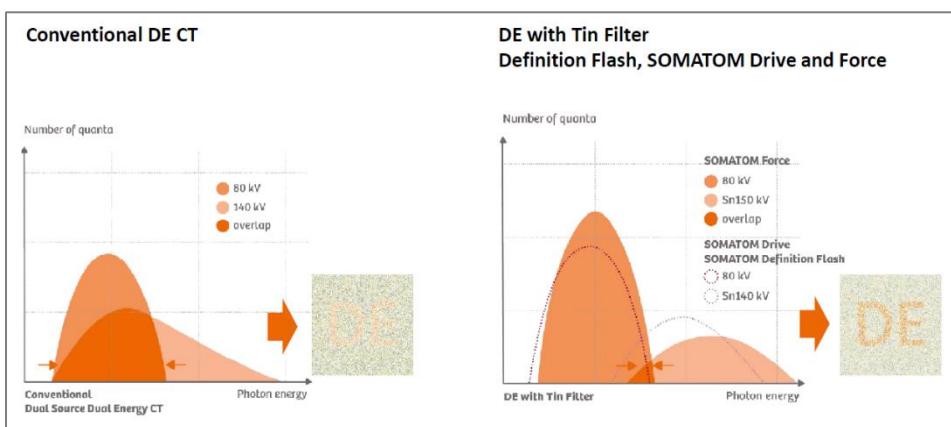


図 1 Tin filter による Energy Separation の向上

DEにおいて、より客観的な指標を提供するという観点から定量値としての期待が高くなっています。この場面において一層精度の高い撮影が要求されている。DEにおいて2つのエネルギーに関するデータ収集系を独立させることで、高管電圧側に、2つのX線スペクトルの重なりを減少させるSelective Photon Shield (SPS)を実装することができる。SPSは錫(Sn, Tin)を主体とした物理フィルタで、X線スペクトルの低エネルギー成分を効率的にカットし平均エネルギーを上昇させる効果がある。その結果、DEにおける物質弁別の精度向上と、被ばく低減が可能となっている(図1)。

また、X線スペクトルの重なりを減らすことで、低管電圧側に80kVだけでなく90kVや100kVなどの選択も可能となり、体格の大きな被検者に対する解析精度が向上するだけなく、腹部、骨盤といった比較的減弱が高い領域や、最も高いX線出力が必要とされる心臓撮影においても安定した解析精度の担保にも繋がる。

iii) Rapid Results - zero click Dual Energy: 2017年のRSNA Plenary Sessionでも話題に上がったように、DEがさらに普及していくためには、CT検査、解析、読影業務のワークフローの中にうまく組み入れることが重要なポイントである。そこで、生成される多量のデータセットをユーザーのマニュアル操作を介さず効率的に処理し、価値ある付加情報をよりスムーズに日常臨床に届ける手段としてRapid Resultsが開発された。例えば、肺血栓塞栓症患者に対するDEにおいてRapid Resultsを利用すると、高低2つのエネルギーデータセットをsyngo.viaに送信設定しておくだけで、肺野のヨード分布が計算され、続いて、事前に定義したスライス厚とスライス間隔でaxial/ coronal/ sagittal画像が作成される。その後、指定されたPACSにこれらが自動送信される。

3. Basic principles

2-material decomposition: 2つの物質を識別する分離線を定義することで物質を弁別する(図2左)。

3-material decomposition: 主に造影画像におけるヨード成分の定量と仮想単純画像を作成する手法である(図2右)。

4. Broad clinical applications

これまでに数多くの完成されたアプリケーションが臨床活用されており(図3)、救急のように時間が限られた状況であっても、解析処理を自動で設定しておくことで、基本的には

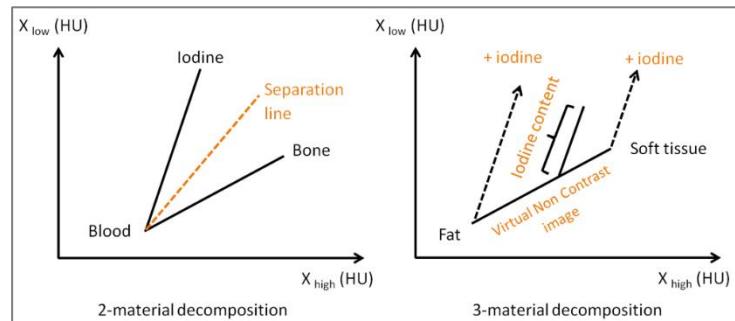


図2 Dual Energy解析の基礎

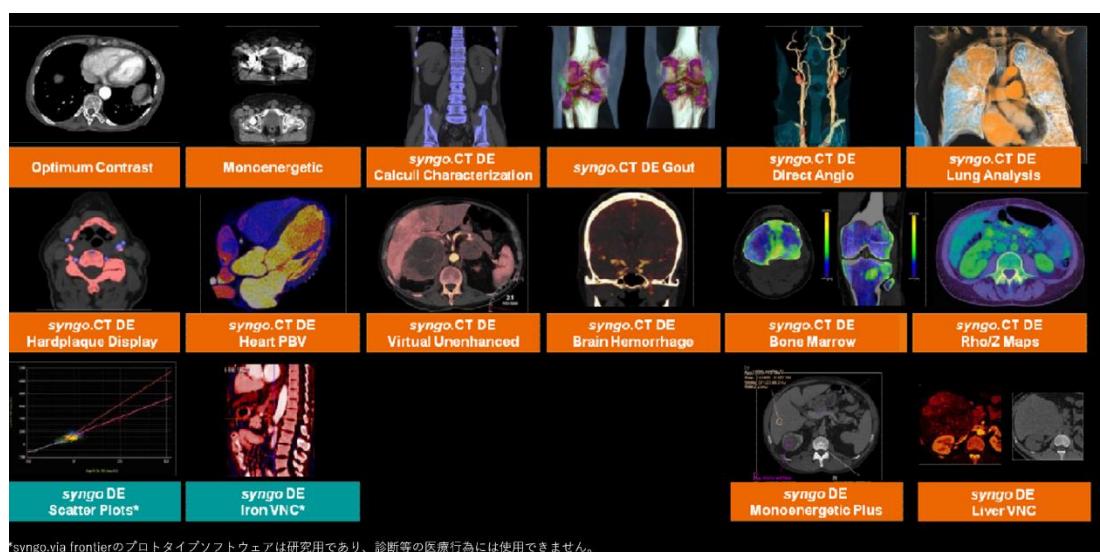


図3 豊富なDual Energy解析アプリケーション

データを展開するだけで必要な情報をすぐに確認できる。例えば、国内でも広く用いられている”DE Lung PBV”は、肺血栓塞栓症診断において SE と同様に肺動脈内血栓を評価できるのはもちろん、付加情報として肺胞間質レベルでの造影剤分布を同時に評価することができる。SE で評価困難な場合がある末梢動脈の小血栓についても、灌流低下域として描出されるヨードマップ画像を同時に詳細に確認することで診断能が向上する⁵⁻⁷⁾。さらに、肺血栓塞栓症のうちの数%が移行すると言われている CTEPH(慢性血栓塞栓性肺高血圧症)に関して、その治療方針決定のためには重要とされる鑑別診断への適応に加え、重症度判定に対しても DE Lung PBV の可能性が示されている⁸⁻¹⁰⁾。頭部領域では、血管内治療の広まりに伴い術後における出血と漏出したヨード造影剤の鑑別に対して需要が増している¹¹⁾。また、”Time is Brain”と言われるように緊急性の高い急性期脳梗塞の診断にも徐々に適応が広まっている¹²⁻¹⁴⁾。SE と同等の画像再構成スピードで、Rapid Results などの解析ワークフローの向上も相まって、今後さらに急性期の領域でも DE の適応が進んでいくものと思われる。

参考文献

- 1) Kalender WA, Klotz E, Suess C. Vertebral bone mineral analysis: an integrated approach with CT. *Radiology*. 1987 Aug;164(2):419-23.
- 2) McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG, et al. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*. 2015 Sep;276(3):637-53.
- 3) Primak AN, Giraldo JCR, Liu X, et al. Improved dual-energy material discrimination for dual-source CT by means of additional spectral filtration. *Med Phys*. 2009 Apr;36(4):1359-69.
- 4) Krauss B, Grant KL, Schmidt BT, et al. The importance of spectral separation: an assessment of dual-energy spectral separation for quantitative ability and dose efficiency. *Invest Radiol*. 2015 Feb;50(2):114-8.
- 5) Sakamoto A, Sakamoto I, Nagayama H, et al. Quantification of lung perfusion blood volume with dual-energy CT: assessment of the severity of acute pulmonary thromboembolism. *AJR Am J Roentgenol*. 2014 Aug;203(2):287-91.
- 6) Okada M, Kunihiro Y, Nakashima Y, et al. Added value of lung perfused blood volume images using dual-energy CT for assessment of acute pulmonary embolism. *Eur J Radiol*. 2015 Jan;84(1):172-177.
- 7) Bhalla AS, Das A, Naranje P, et al. Imaging protocols for CT chest: A recommendation. *Indian J Radiol Imaging*. 2019 Jul-Sep;29(3):236-246.
- 8) Takagi H, Ota H, Sugimura K, et al. Dual-energy CT to estimate clinical severity of chronic thromboembolic pulmonary hypertension: Comparison with invasive right heart catheterization. *Eur J Radiol*. 2016 Sep;85(9):1574-80.
- 9) Masy M, Giordano J, Petyt G, et al. Dual-energy CT (DECT) lung perfusion in pulmonary hypertension: concordance rate with V/Q scintigraphy in diagnosing chronic thromboembolic pulmonary hypertension (CTEPH). *Eur Radiol*. 2018 Dec;28(12):5100-5110.
- 10) Frost A, Badesch D, Gibbs JSR, et al. Diagnosis of pulmonary hypertension. *Eur Respir J*. 2019 Jan 24;53(1).
- 11) Naruto N, Itoh T, Noguchi K. Dual energy computed tomography for the head. *Jpn J Radiol*. 2018 Feb;36(2):69-80.
- 12) Yoshida M, Nakaura T, Tanoue S, et al. Dual-Energy Computed Tomography for Evaluating Acute Brain Infarction of Middle Cerebral Artery Territories: Optimization of Voltage Settings in Virtual Monoenergetic Imaging. *J Comput Assist Tomogr*. 2019 May/Jun;43(3):460-466.

- 13) Noguchi K, Itoh T, Naruto N, et al. A Novel Imaging Technique (X-Map) to Identify Acute Ischemic Lesions Using Noncontrast Dual-Energy Computed Tomography. *J Stroke Cerebrovasc Dis.* 2017 Jan;26(1):34-41.
- 14) Taguchi K, Itoh T, Fuld MK, et al. "X-Map 2.0" for Edema Signal Enhancement for Acute Ischemic Stroke Using Non-Contrast-Enhanced Dual-Energy Computed Tomography. *Invest Radiol.* 2018 Jul;53(7):432-439.

1. はじめに

1998 年に multi detector CT が開発されて以来, CT の多列化が進み, 現在では 1 度の撮影で全身のデータを収集可能になった. 近年, ディープラーニングを用いた画像再構成法も登場し, ハードウェアだけでなく, ソフトウェア面においても飛躍的な進歩を遂げている.

また dual energy CT の登場により, 従来の single energy では得られなかった情報を得ることができるように, 臨床現場において dual energy の撮影が大きく貢献している. GE ではガーネット検出器を搭載した CT においてデュアルエナジー撮影 Gemstone Spectral Imaging (以下 GSI) が可能となっている.

本稿では, dual energy のデータ取得方法や画像解析・アプリケーションについて紹介する.

2. Dual energy のデータ取得方法

従来の検出器よりも, X 線反応速度・アフターグローが優れたガーネット検出器を搭載することによって, Fast kV switching 方式での dual energy の撮影が可能となった. Fast kV switching 方式では, 80kVp と 140kVp の 2 つのエネルギーを交互に照射する高速スイッチングを行うことで, 空間的・時間的にズレの少なく, かつエネルギー分離の高い dual energy の撮影が可能になる.



Fig.1 Fast kV-Switching 方式

弊社のフラグシップモデルである, Revolution CT では, dual energy の撮影が最大 128 列, 80mm のビーム幅にて可能である. また Revolution CT の dual energy の技術を継承した Revolution Frontier では, 最大 64 列, 40mm のビーム幅にて dual energy の撮影が可能である. Revolution HD でも, 同様の条件での撮影ができる. このように, 全身領域の撮影を Single Energy と同等の撮影スピードで撮影することができ, これらの装置を有する多くの施設にてルーチン検査の中の 1 つとして dual energy の撮影が行われている. また Revolution Frontier と Revolution HD では, dual energy が心電図同期撮影に対応しており, 冠動脈のような微小な血管に対しても物質弁別が可能である.

3. 解析・画像作成

前述のように, GSI では 80kVp と 140kVp の 2 つのエネルギーを交互に照射する Fast kV Switching 方式を採用することにより, それぞれの raw data から水のビームハードニング補正を行った水弁別データと, iodine のビームハードニング補正を行った iodine 弁別データをつくり, これを組み合わせることによってさまざまな情報を得ることが可能となる. この際に, それぞれの物質においてビームハードニング補正を行うことで, より精度の高い物質弁別が行うことができる.

Dual energy撮影から得られる代表的な画像としては、物質弁別画像(Material Density 画像、以下 MD 画像)や仮想単色 X 線等価画像(Monochromatic 画像、以下 Mono 画像)などが挙げられ、代表的な計測・解析には Spectral HU Curve や実行原子番号の測定などがある。

1) MD 画像

MD 画像では、すべての物質が 2 種類の物質でできていると仮定した際の、それぞれの物質の密度値を算出し、CT 値の代わりに 2 つの物質の密度で画像を表現する。二つの物質、たとえばヨードと水を基準として表現した場合、ある物質を、水を 0 として、iodine の密度値で表現した画像が Iodine(Water) 画像となる。反対に、iodine を 0 として、水の密度値で表現した画像が Water(Iodine) 画像となる。この 2 つの画像を用いることにより、より詳細に物質の特定が可能となる。

これにより、造影剤により淡く染まった症例に対しても、造影効果を強調した画像の提供ができる。また物質の組み合わせを iodine, water 以外にも任意に変更できるため、様々な症例に応じた適切な物質の選択が可能である。Fig.2 は dual energy で撮影した症例である。120kVp 相当の画像では判別の難しい肝臓内の造影剤の染まりが、同じデータから作成した Iodine(Water) 画像では明瞭に描出されていることが分かる。

2) Mono 画像

前述の MD 画像にて各物質の密度が算出され、これにそれぞれの物質の質量減弱係数との積を計算することで、様々なエネルギーの画像を作成することが可能となり、これを Mono 画像と呼ぶ。

Mono 画像では各エネルギーの CT 値を計算し、40~140keV の任意のエネルギーの画像を作成する。一般的に、エネルギーが低いほどコントラストの高い画像となり、エネルギーが高いほどビームハードニングやアーチファクトの少ない画像となる。この特徴を活かし、低 keV 画像を使用した造影効果の増強や造影剤低減、また高 keV 画像を利用した金属アーチファクトの低減など、様々な臨床のニーズに対応することができる。

3) Spectral HU Curve

Spectral HU Curve は、Mono 画像の各エネルギーに対する CT 値の変化を、グラフとして表示することができる。同じ物質では同じ形状のカーブを描き、脂肪など特異的なカーブの形となる物質もあるため、これらの成分解析にも使用される。

4) 実効原子番号

Dual energy を使用した撮影では、物質の実効原子番号を測定することができる。この機能を利用した 1 例として、結石の成分解析が挙げられ、治療方針の決定につながる重要な情報を提供することができる。

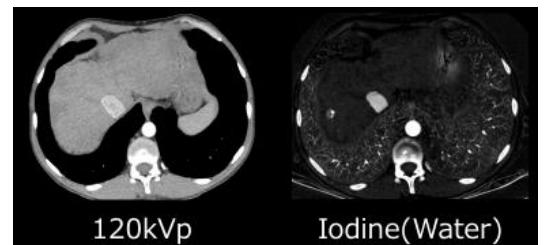


Fig.2 MD 画像

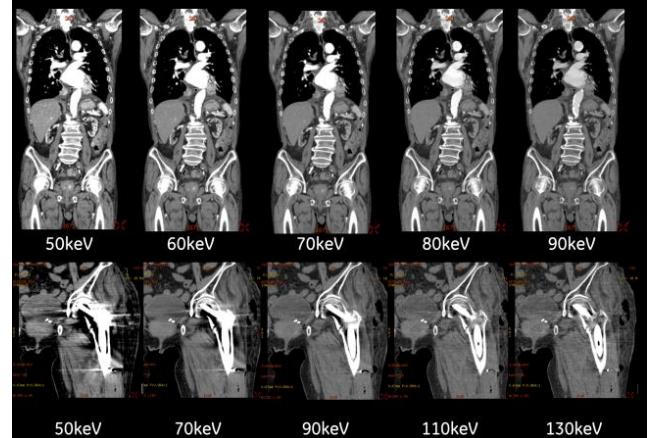


Fig.3 Mono 画像

4. Dual energy 専用アプリケーション紹介

前述のような Mono 画像や MD 画像, Spectral HU Curve は弊社のワークステーションである AW に搭載されている, GSI Viewer で作成が可能である. また GSI Volume Viewer では 3D に特化した画像処理ができる. 近年では症例に特化したアプリケーションも開発されており, 本稿ではこの中から GSI Liver Fat について紹介する.

GSI Liver Fat とは, 複数の組織を考慮した multi material decomposition を使用し, 肝臓領域の脂肪占有率を計測するアプリケーションである. 非アルコール性脂肪性肝疾患 (NAFLD) のうち, 20% が非アルコール性脂肪肝炎 (NASH) に進行すると報告されており¹⁾, NASH の診断基準には肝臓における脂肪含有率の定量化が重要なファクタの一つとなっている²⁾. また現在の golden standard は穿刺や MRI であるが, これらには侵襲性や測定結果の再現性, 検査へのハードルなどに課題もあると言われている³⁾⁻⁵⁾. GSI Liver Fat では各ピクセルにおける脂肪のパーセンテージを計測し, 設定した region of interest (ROI) の脂肪占有率を表示することができる. また, 弊社のアプリケーションである Hepatic VCAR と併用することにより, 肝臓全体, および指定した肝区域における脂肪占有率を計測することができる. 本アプリケーションでの測定結果と, 画像診断において golden standard とされている MRI での結果に相関があると報告されており⁶⁾, CT ではアクセス性の良さ・3D 情報の提供などに優位点もある.

Fig.4 では, 脂肪感が疑われる症例に対し, 本アプリケーションを使用して肝臓内の脂肪含有率を測定した. 各 ROI の CT 値差は大きくないが, 脂肪含有率は ROI2 がほかの 2 つに比べ高いことが分かる. このように, CT 値だけでは判別できない脂肪含有率を測定することにより, 前述した NAFLD の早期発見に貢献できるアプリケーションであると考えられる.

5. さいごに

本稿では, Fast kV switching 方式による dual energy の撮影技術や, GSI 専用アプリケーションを用いた画像解析について紹介した. Dual energy により, 物質の密度値測定など, 従来の single energy と比較しより詳細な測定を行うことが可能となった. 今後も GE では, より診断や治療に貢献する dual energy の画像や情報を提供するべく, さらなる画質や精度の向上に努める所存である.

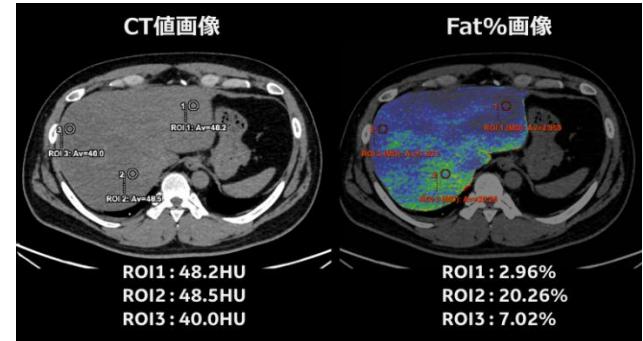


Fig.4 GSI Liver Fat

マルチスライス CT スキャナ Revolution 医療機器認証番号:226ACBXZ00011000 号

マルチスライス CT スキャナ LightSpeed 類型 Revolution 医療機器認証番号:21100BZY00104000 号

AW サーバー 医療機器認証番号:22200BZX00295000

アドバンテージワークステーション 医療機器認証番号:20600BZY00483000

参考文献

- 1) Review Team, LaBrecque DR, et al. World Gastroenterology Organisation global guidelines: nonalcoholic fatty liver disease and nonalcoholic steatohepatitis. *J Clin Gastroenterol* 2014;48(6):467–473.
- 2) Kleiner DE, Brunt EM, et al. Design and validation of a histological scoring system for nonalcoholic fatty liver disease. *Hepatology* 2005;41(6):1313–1321.
- 3) Bravo AA, Sheth SG, et al. Liver biopsy. *N Engl J Med* 2001;344(7):495–500.
- 4) Juluri R, Vuppalanchi R, et al. Generalizability of the nonalcoholic steatohepatitis Clinical Research Network histologic scoring system for nonalcoholic fatty liver disease. *J Clin Gastroenterol* 2011;45(1):55–58.
- 5) van Werven JR, Marsman HA, et al. Assessment of hepatic steatosis in patients undergoing liver resection: comparison of US, CT, T1-weighted dualecho MR imaging, and point-resolved 1H MR spectroscopy. *Radiology* 2010;256(1): 159–168.
- 6) Hyodo T, Hori M, et al. Multimaterial Decomposition Algorithm for the Quantification of Liver Fat Content by Using Fast-Kilovolt-Peak Switching Dual-Energy CT: Clinical Evaluation. *Radiology* 2017 Apr;283(1):108–118.

『IQon スペクトラル CT の原理・臨床応用』

Principle and Clinical Application of IQon Spectral CT

フィリップスジャパン株式会社

小川 亮

• はじめに

日本における医療の現状として、施設により差異はあるものの多様な診療科、高度な急性期疾患から慢性期疾患までの治療、患者目線の安全・安心な医療提供など様々な実状がある。その中でCTに求められる課題・役割は多岐にわたる。多様な診療科の疾患に対応する精度の高い画像診断、患者の放射線被ばくへの配慮、また造影CT検査の割合も全国的に見れば増加傾向にあり、その中には腎機能の悪い患者に対して造影剤投与量を極力減らし、かつ診断能を損なうことのない造影検査など求められる事は様々である。そのCTのおかれている現状に対して、2つの異なるX線エネルギー帯から撮影された付加価値のある画像をすべての症例で取得できる、フィリップスのIQonスペクトラルCTは、現状のCTの課題・役割の溝を埋めることが可能なCT装置である。

• データ取得方法とその有用性

IQonスペクトラルCTのデータ取得方法は、Fig.1に示すように検出器側でX線を2つの光子エネルギー帯で分離する dual-layer detector 方式を用いている。

IQonの検出器『NanoPanel Prism』は2層構造で、上層にイットリウムシンチレータ、下層にGOSシンチレータを配置している。X線管球からX線が照射されると2層構造の検出器に入射し、上層では低エネルギー成分、下層では高エネルギー成分のX線が吸収されるシステムである¹⁾。この方式の大きな利点としては、2つのローデータを空間的に時間的に完全に一致した条件で得られる為、ミスレジストレーションの無いデータ収集、被ばくの面においては自動露出機構による電流変調が可能、撮影においては特殊な撮影は不要、一般的な撮影で多く用いられる管電圧120kVpのX線から様々な付加価値のある画像がレトロスペクティブに得られるという点である。また120kVpの通常画像も常時取得するためにフォローアップ等における過去画像との比較という観点においても大きな利点がある。このような点において、IQonスペクトラルCTの2層検出器におけるデータ取得方法は、臨床や研究において有用性が高いと考える。

• 画像再構成手法

IQonのスペクトラル画像再構成は、投影データに基づく物質弁別を用いている。投影データに基づくスペクトラル画像再構成の概略をFig.2に示す。

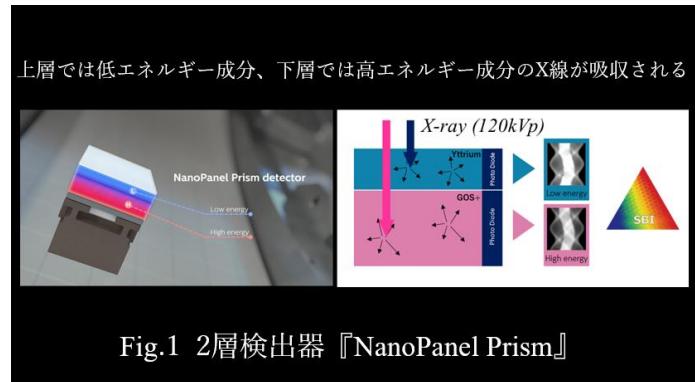


Fig.1 2層検出器『NanoPanel Prism』

スペクトル画像再構成は大きく分けて①Pre-Processing, ②Spectral Reconstruction の 2 つのプロセスに分けることができる。大まかな画像再構成手法を以下に示す。

①Pre-Processing では低エネルギー, 高エネルギー成分に分離した情報内の不整な信号・ビームハードニング補正を行う。

②Spectral Reconstruction は、細かく 4 つの項目に分けられる。1: 低・高エネルギー成分のデータを光電効果とコンプトン効果に分離, 2: 低・高エネルギーの光電効果, コンプトン同士でプロジェクションデータを結合, 3: anti-correlated Noise 除去, 4: 画像再構成 + De-Noise 処理を行い光電効果画像とコンプトン散乱画像が再構成される。

この画像再構成手法の中で重要な点は“anti-correlated noise”的除去である。一般的な dual energy CT の仮想単色 X 線画像は、X 線管が持つ X 線スペクトラムの平均エネルギーで最も画像ノイズが少なく、その平均エネルギーから低い、あるいは高いエネルギー領域ではノイズが大きく増加する傾向を認める。このノイズは、光電効果画像とコンプトン散乱画像を結合した際に生じるノイズで、スペクトルイメージにおける画質・物質弁別の精度を低下させる一因となる²⁾。しかし、IQon の画像再構成法では、予めこの anti-correlated Noise を除去することで、後述する仮想単色 X 線画像の各エネルギー領域において画質の担保された、精度の高い画像・定量値が得られる。

• 様々なスペクトルイメージング

①MonoE: MonoE は、基準の物質弁別画像であるコンプトン散乱画像と光電効果画像による線形的な重み付けから計算された仮想的な単色 X 線画像であり、40~200keV の広範囲の単色エネルギーの X 線減弱を反映した画像の観察が可能となる。また、上記に記載した anti-correlated Noise を除去することで、すべてのエネルギー領域において一貫したノイズレベルで精度の高い画像が担保されている。通常の CT 検査において造影剤を減量する場合、目的とする造影効果を得るためにには管電圧などの撮影条件の設定が必須となる。しかし、MonoE 低エネルギー領域(40~60keV 程度)の画像ではヨードのコントラストが強調された造影コントラスト画像の取得、観察が可能となる。高いエネルギー領域の MonoE では、物質間のコントラストが低下することから主にビームハードニング低減効果が可能である。高吸収体からのアーチファクトの影響を受けた部位に対して、高エネルギー領域を使用することで診断能が向上し、そのほかでは、石灰化と造影剤の鑑別など通常の CT では評価困難な症例において精度の高い診断が可能となる³⁾。

Fig.3 に腫瘍の症例を示す。

この症例は腫瘍実質最適時相ではなく、造影剤注入 80 秒後で取得された画像である。従来の 120kVp 画像(a)では腫瘍の指摘すら困難であるが、MonoE 低 keV エネルギー画像

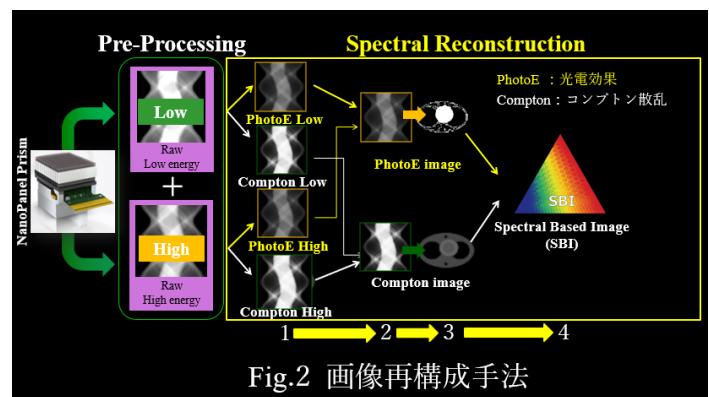


Fig.2 画像再構成手法

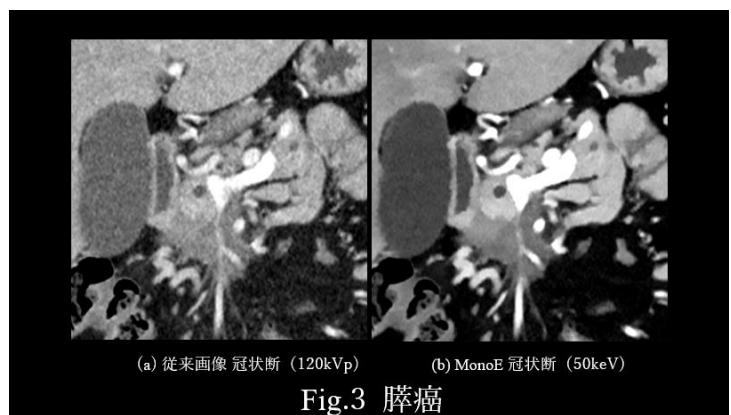


Fig.3 腫瘍

(b)では腎癌の境界が明瞭に観察でき、腫瘍内を貫通する脈管の狭小化が指摘できる。この症例においては、正常腎実質の造影効果が MonoE 50keV で向上し、乏血性の腎癌との間にコントラスト差が増強したためと考えられる。また通常、腎疾患を強く疑わない限り、被ばくの観点から腎実質最適時相を含めたダイナミック撮影は施行されることはない。しかしこの症例においては、腎実質最適時相とは異なる時相で腎癌の詳細な情報が取得できている。これより MonoE 低 keV エネルギー画像を読影に使用する事で、腎疾患を疑うことのない撮影の造影時相においても腎癌が存在すれば検出が可能であると考えられる。

②Iodine no water(ヨード密度強調画像), Iodine density(ヨード密度画像): Iodine no water と Iodine density では、ヨード密度を定量解析することでコントラストスケールが、CT 値ではなくヨード密度(mg/mL)として画像が構成されている。ヨードを含む部分が白く強調され、それ以外のヨードの含まない部分が黒く表示された画像である。ヨード造影剤のコントラストを画像上で白く強調することにより造影効果を有する箇所はさらに視認性が増し、造影効果の乏しい箇所との区別が容易となる。またそのグレースケールを反映したカラーマップ画像も作成可能で、より視認性に富んだ画像が提供できる。定量的な面では、通常の CT 画像では画像上に関心領域(以下 ROI)を置くことで CT 値が表示される、しかし Iodine no water, Iodine density では、画像上に ROI を置くことでヨード密度値(mg/ml)を表示することで、CT 値による評価に加え、ヨード値の評価という新たな定量値が得られる。Fig. 4 に腸管虚血を伴うイレウスの症例を示す。

造影 CT における虚血性イレウスの診断は臨床において非常に重要であり、腸管に造影効果が見られれば虚血を否定でき保存的治療、腸管に造影効果がみられなければ腸管虚血が疑われ外科的治療を考慮に入れなければならない。このような症例の場合、迅速な CT における画像診断が必須となる。Iodine no water カラー画像(b)では、腸管に血行性に取り込まれたヨードの視認性を高め、正常血流を有した腸管と虚血に陥った腸管(赤の○で囲まれた領域)とのコントラスト差が従来画像に比べて明瞭で、より確信度の高い画像診断を行うことが可能である。

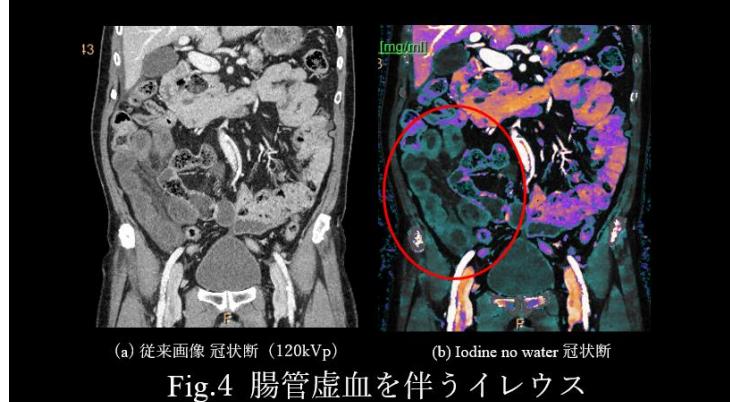


Fig.4 腸管虚血を伴うイレウス

③Virtual non contrast(仮想単純画像): Virtual non contrast(以下、VNC)は物質弁別により、ヨードの CT 値を仮想的に差し引いた画像である。臨床応用として考えられるのは CT 単純撮影を省略した検査の場合に、対象とする高吸収域が VNC 画像上で差し引かれていればヨード成分を含んだ物質、差し引かれていないければヨードを含まない物質と判定できる。Fig. 5 に示す Case 1 の臨床症例は腹部におけるステントグラフト挿入後のフォローアップ画像である。

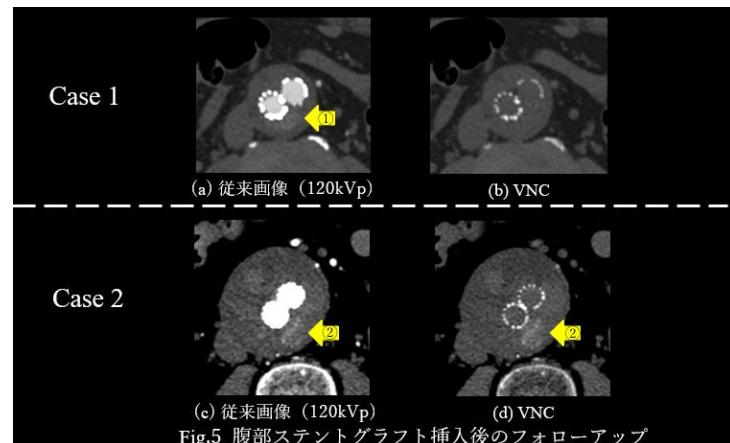


Fig.5 腹部ステントグラフト挿入後のフォローアップ

ため、この高吸収は造影剤ではなくステントグラフトのエンドリーカによる血種であると予測できる。このような臨床症例においてVNCは有用である。

④Z Effective(実効原子番号画像):Z Effectiveは従来のCT画像のコントラストスケールとは異なり、生体内組織の実効原子番号をスケール化した画像である。生体内の対象とする組織は、単一の元素ではなく様々な混合物や化合物で構成されている。これらに実効原子番号を与えることで、X線における物質相互作用が同様に扱うことが可能である。Fig. 6に示す臨床症例は、胆石の症例である。

従来の120kVp画像(a)では内部に明確な結石は指摘できず、胆囊の壁構造が目立つ所見をみとめる。Z Effectiveのカラーマップ画像(b)では、皮下の脂肪成分と胆囊内にみられる結石様の物質は同様のカラー成分を示し、同等の実効原子番号であることがわかり脂質成分に富んだコレステロール結石と予測できる。またMRI(c)でも同様の所見を認める。この症例のように従来のCT画像では得られないコントラストが付加価値のある情報をもたらす場合がある。

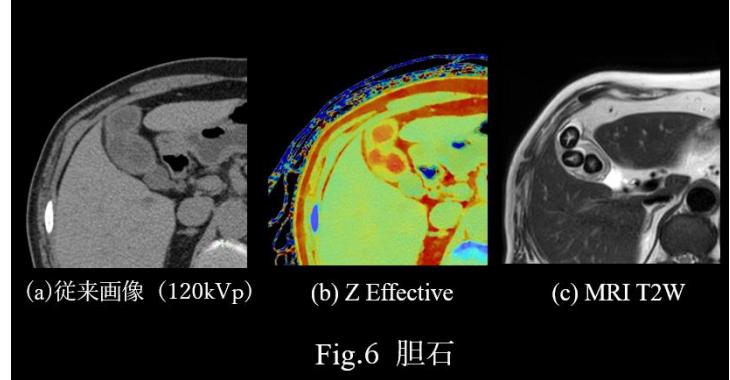


Fig.6 胆石

⑤Calcium Suppression(カルシウム抑制画像):Calcium Suppressionは物質弁別を用いることで対象とする画像内のカルシウム成分を差分し取り除いた画像であり、臨床応用としては椎体の圧迫骨折などの症例報告が散見される⁴⁾。椎体の圧迫骨折においての有用性としては、従来のCTでは骨組織の高いコントラストにより表現が難しかった骨内部の出血、血種、急性期の炎症による滲出液を明瞭に画像化できているという点である。Fig. 7に示す症例は、これまで報告されている骨挫傷とは異なる症例である。

この症例は頭部打撲により外傷性出血を疑われた症例である。従来のCT画像(a)では、臨床症状が軽度な場合、このような症例の出血を指摘するのは容易ではない。Calcium Suppression(b)では頭蓋骨の高いコントラストを差分することで頭蓋骨に沿った少量の外傷性出血(⇒)が明瞭に観察可能である。

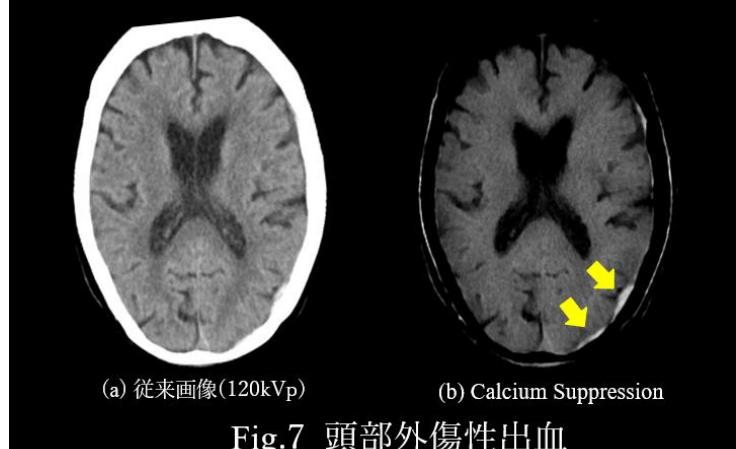


Fig.7 頭部外傷性出血

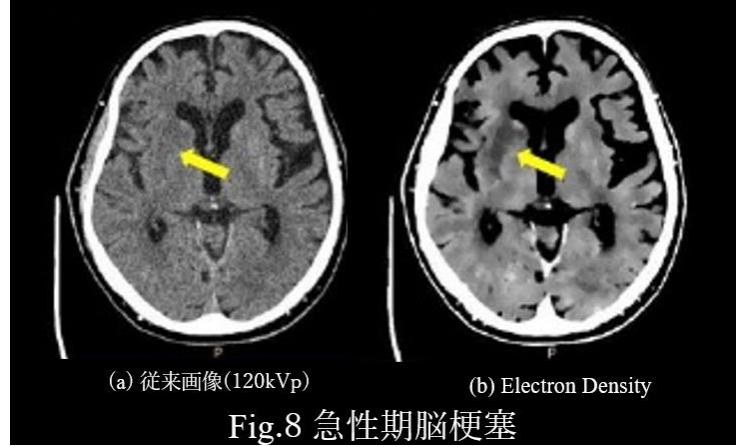


Fig.8 急性期脳梗塞

光電効果画像の重みを調整することで、電子密度に近似した画像を生成している⁵⁾. Fig. 8 に臨床症状より急性期の脳梗塞が疑われた症例を示す。

従来の CT 画像(a)では急性期脳梗塞の所見であるレンズ核の不明瞭化を認め、ED の画像では矢印部の大脳基底核に境界明瞭な低吸収領域を認める。一般的にレンズ核の不明瞭化は、発症後 1~2 時間で出現する急性期脳梗塞の有用な所見である。しかし ED 画像(b)では従来の CT 画像では検出困難な梗塞により影響を受けた、浮腫状の脳実質領域を明瞭に画像化している。このように従来の画像ではコントラスト差がつかなかった病変を、ED 画像では明瞭に視覚化することが可能である。

- 最後に

本稿で述べた IQon スペクトラル CT における画像は、2層構造の検出器『NanoPanel Prism』によって取得され、撮影されたすべての症例で後から様々な付加価値のある画像が参照できる。この dual energy CT の革新的なデータ取得方式は臨床・研究において大きなアドバンテージを生み出す。

悪性腫瘍を疑う患者への造影 CT 検査において、スペクトラル画像を用いることで感度が従来の CT 画像と比べ向上し、その後の追加検査の必要性が低くなったという報告がある⁶⁾。これは、診断能が改善した以外にも追加検査の省略を示唆している。これまで紹介した症例のように、様々な付加価値のあるスペクトラル画像やヨード密度などの定量値を用いることで、IQon スペクトラル CT のみで画像診断が完結できる可能性があることが考えられる。研究においては、すべての症例で検査前に特殊撮影の設定せずに通常の 120kVp 撮影で、前述した様々なスペクトラル画像がレトロスペクティブに有用性を検討することができる。研究においてこの利点は大きく、IQon スペクトラル CT で撮影されていれば、すぐに画像を評価し後ろ向き研究を進めるモチベーションとなる。このように IQon スペクトラル CT は臨床・研究において、これまでの CT 装置とは異なる将来性を有する新たな CT 装置である。

参考文献

- 1) https://www.innervation.co.jp/sp/expo/products/phillips_ct_iqonspectralct
- 2) KM Brown, S Zabic, G Shechter, Impact of Spectral Separation in Dual-Energy CT with Anti-Correlated Statistical Reconstruction, in: The International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, 2015: pp. 1-4.
- 3) https://www.innervation.co.jp/sp/ad/suite/phillips/technical_notes/180412
- 4) Victor Neuhaus, Simon Lennartz, Nuran Abdullayev, et al. (2018). Bone marrow edema in trauma vertebral compression fractures: Diagnostic accuracy of dual-layer detector CT using calcium suppressed images. European Journal of Radiology: 105 (2018) 216-220
- 5) https://www.innervation.co.jp/sp/ad/suite/phillips/technical_notes/180382
- 6) MB Anderson, Dyveke Ebbesen, Jesper Thygesen, et al. (2020) Impact of spectral body imaging in patients suspected for occult cancer: a prospective study of 503 patients. European Radiology: <http://doi.org/10.1007/s00330-020-06878-7>.

『脂肪抑制法の技術解説』

Technical Description of Fat Suppression Technology by Manufacturers

新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢 勉

MR 検査における脂肪抑制法は、日常臨床においては必須の技術である。臨床で脂肪抑制法を必要とする場面は、1. 脂肪組織の確認、2. 脂肪周辺にある病変の同定、3. 造影も含めた病変自体のコントラストの向上、4. 動きのアーチファクト抑制、5. 化学シフトアーチファクトの抑制などが挙げられ、使う頻度や場面が多岐にわたる。しかし、脂肪抑制法は MR 装置やメーカーにより使用できる方法が異なり、名称も様々である。このことは、少なからずユーザ側に混乱をもたらし、原理が分からぬまま臨床で利用されている可能性がある。したがって脂肪抑制法を併用した撮像で新たなアーチファクトが発生した場合には、放射線診断医や臨床医に画像提供側が説明できない可能性もあると思われる。

現在臨床で用いられる脂肪抑制法は、大きく分類すると T1 緩和時間の差を利用した非選択的脂肪抑制法、周波数選択的プリパルスを用いた選択的脂肪抑制法、水と脂肪の位相の差を利用した水励起法や水/脂肪分離法などがあり、実際にどの手法を用いるかは、各手法の長所、短所をしっかりと把握する必要がある。また、脂肪抑制法の選択以外にも MRI は操作できるパラメータが多い。したがって、目的にあった脂肪抑制法が選択できていってもポジショニングやパラメータの設定で結果が大きく変わってしまうことがあり、操作者の技量によるところが大きな撮像法の一つである。本ワークショップでは、上述した脂肪抑制法について国内で MRI を販売する 5 メーカーに脂肪抑制法について、上記 3 つの手法について解説をいただくことで、自施設で用いている脂肪抑制法のポイントを復習し理解を深めることができればと考える。

現在、国難とも言える新型コロナウイルス感染症により、多数の学会や研究会などが中止や延期となり、日常とは程遠い状況となっているが、今こそ基本に立ち返り MR を振り返ってもらいたいと考え企画をした。各社の脂肪抑制技術を把握することにより、自身の理解を深めることになると期待し、本企画が、今後臨床で遭遇する様々な状況に応じた最適な脂肪抑制法を選択し、パラメータをカスタマイズしていくことができる一助となれば幸いである。

『脂肪抑制方法のポイント』

Tips for Fat Suppression Techniques

シーメンスヘルスケア株式会社

三津田 実

MRI における脂肪抑制技術は、体内脂肪組織・成分の同定、コントラスト改善やアーチファクト低減など、臨床現場において非常に重要である。脂肪抑制方法には T1 緩和時間の差を利用した方法、周波数選択的抑制法および位相差を利用した方法があり、それぞれ原理及び特徴が異なっている。本稿では、弊社装置における脂肪抑制法の原理¹⁾と設定のポイントについて紹介する。

1. 組織の T1 緩和時間の差を利用した方法

一般的に STIR (short tau inversion recovery) と呼ばれる方法で、周波数”非”選択的に 180° パルスを印可し、脂肪信号が null になるタイミング (null point) で撮像を行うことにより、脂肪信号を抑制する方法である。周波数非選択的パルスを使用するため、頸部やオフセンターでの撮像など、静磁場が不均一になりやすい領域においても均一な脂肪抑制が可能である。脂肪の null point として設定する inversion time (TI) は、弊社装置では、1.5T では 180ms、3T では 230ms 程度とすることが多いが、TI を短縮することにより、脂肪抑制の程度を微調整することも可能である。STIR では、脂肪成分だけでなく水成分もプリパルスの影響を受けるため、他の脂肪抑制法と比較して SNR が低くなりやすい点に注意が必要である。SNR の改善には average や phase oversampling の増加、分解能の調整などが有効である。また、脂肪だけでなく、T1 値の短い組織 (造影効果がある部位や出血部位など) の信号が低下する可能性があるため、基本的には T1 強調画像では使用されない。

○STIR のポイント

- ① 静磁場の不均一な領域 (頸部や四肢など) においても、均一な脂肪抑制が可能
- ② 併用可能なコントラストが限られる
- ③ T1 値の短い部位においても信号が低下する可能性があるため注意が必要

2. 周波数選択的な方法

この項では fat sat. (CHESS:chemical shift selective 法) 及び SPAIR (spectral adiabatic inversion recovery 法)について紹介する。

2.1. Fat sat.

Fat sat. では、プリパルスとして周波数選択的な脂肪抑制パルスを使用する。脂肪信号を抑制後に励起、信号収集することで脂肪信号を抑制する方法である。本手法は汎用性が高く、様々なシーケンスに組み合わせて使用可能である。Fat sat. は周波数選択的な脂肪抑制の方法であるため、静磁場が不均一な領域では脂肪抑制不良となる点は注意が必要である。これらを軽減するための対策として、ポジショニングの工夫や補助具の利用、シミングの調整などが重要である²⁾。

Gradient echo 系のシーケンスでは、複数の励起パルスに対して、脂肪抑制パルスを効率的に印可する Q-fat sat. (quick Fat sat.) が使用でき (Fig.1)，撮像時間の短縮 (ダイナミック撮像などへの応用) が可能となる。

また, Fat sat. では脂肪抑制パルスのプロファイルを改善した joint モードを使用でき, 関節領域での脂肪抑制の改善が期待できる(Fig. 2)。

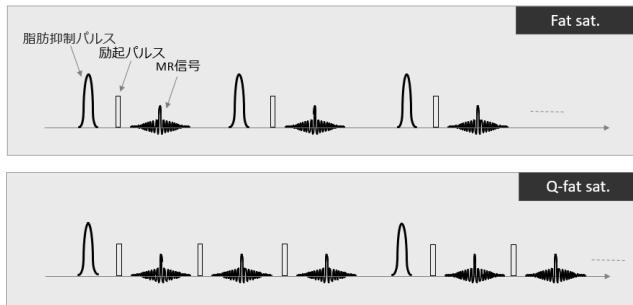


Fig. 1 Fat sat. と Q-fat sat. の印可タイミングの概念図



Fig. 2 Fat sat. Default モード(左)Joint モード(右)

1.2. SPAIR

SPAIR では、プリパルスとして脂肪に対し周波数選択的に 180° パルスを印可し、脂肪が null になるタイミングで撮像を行う、周波数選択的かつ T1 緩和時間を利用した方法である。 180° パルスには、 B_1 不均一に強い adiabatic パルスが使用されており、特に B_1 不均一による影響を受けやすい高磁場装置での体幹部撮像において有用な方法である。脂肪を周波数選択的に反転するため、原則として水信号への影響はなく、造影後の T1 強調画像にも使用可能である。一方で、 180° パルスの使用と脂肪の null point までの TI が必要であり、Fat sat. と比較すると最短 TR の延長が避けられず、撮像時間の延長を伴う。また、本法も周波数選択的手法であるため、静磁場が不均一な領域では、Fat sat. 同様に脂肪抑制不良となる可能性がある。

しかし、SPAIR では、default モード以外に、abdomen & pelvis モードや thorax モード、breast モードといった領域ごとに脂肪抑制パルスの周波数帯域が調整されたモードが用意されており、これらの使用によっても、脂肪抑制効果の改善が期待できる(Fig. 3)。

○Fat sat., SPAIR のポイント

- ①共に汎用性の高い脂肪抑制方法
- ②特に高磁場での体幹部撮像では SPAIR が有用
- ③撮像時間と脂肪抑制効果のバランスを考慮し、Fat. sat と SPAIR を選択
- ④静磁場の不均一に弱いため、ポジショニングや補助具など工夫が必要

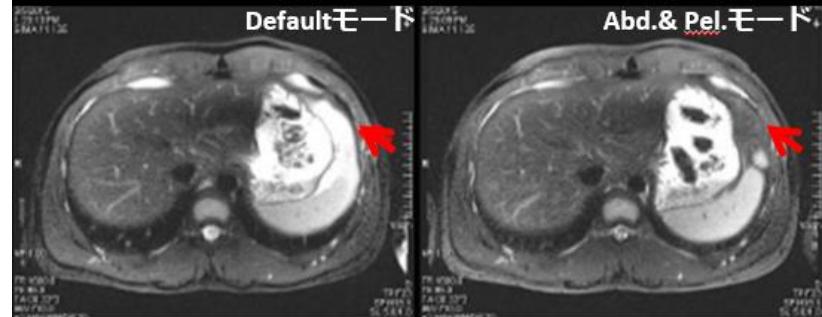


Fig. 3 SPAIR Default モード(左)Abdomen & Pelvis モード(右)

3. 水と脂肪の位相差を利用した方法

水と脂肪の位相差を利用した方法として DIXON と water excitation がある。

3.1. DIXON

DIXON では in-phase と opposed-phase 画像などの TE の異なる 2 種類以上の画像から脂肪画像と水画像(脂肪抑制画像)を算出する。弊社では 2-point DIXON を使用しており、3D gradient echo シーケンスである VIBE と 2D-TSE で使用可能となっている。DIXON では脂肪抑制あり(水画像)、なし(in-phase 画像)の画像が一度に取得可能である。

VIBE DIXON は高速撮像技術の GRAPPA や CAIPIRINIHA と組み合わせることで、短時間での息止め撮像

として使用可能である。また、1回息止めで複数時相撮像な TWIST-VIBE、息止めの困難な患者に対して自由呼吸下で撮像可能な StarVIBE 等にも併用でき、臨床の様々なシチュエーションに応用可能である。

一方、TSE DIXON は、撮像時間延長が課題であったが、1回の励起パルス後に opposed-phase と in-phase のエコーを一度に収集可能な Fast DIXON の使用で、撮像時間短縮が可能となった。さらに SMS (simultaneous-multi slice) とも併用可能であり、更なるスループット向上が期待できる (Fig. 4)。

DIXON は組み合わせ可能なシーケンスは限られるが、周波数選択性と比較し、静磁場不均一に伴う脂肪抑制不良例が少なく、様々な部位に応用でき、もちろん造影後の撮像にも使用可能である。

注意点として、計算エラーにより脂肪画像と水画像が反転して出力されることが稀に生じる。ただし、最近では計算アルゴリズムに機械学習も組み込まれるようになり、その計算精度は更に改善している。

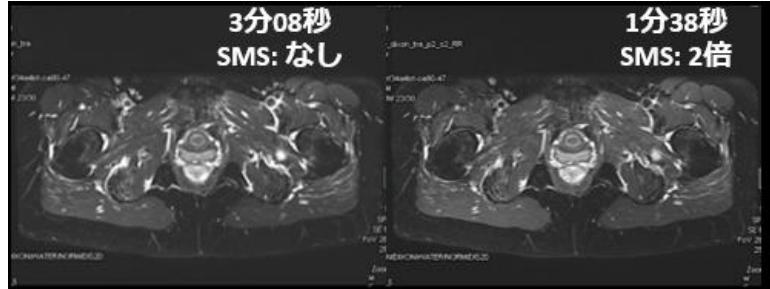


Fig. 4 TSE-DIXON を使用した骨盤部 T2WI(水画像)
SMS なし, 3 分 8 秒(左), SMS2 倍速, 1 分 38 秒

○DIXON のポイント

- ①静磁場不均一の影響は軽微であるため、様々な部位で使用可能
- ②他の脂肪抑制法と比較し、組み合わせられるシーケンスに制限がある

3.2. Water excitation(水選択性励起法:WE)

WEは、励起パルスの分割と逆位相を利用して、水のみを励起する脂肪抑制法である。例えば、flip angle を90°に設定した場合、最初に45°で励起し、水と脂肪の位相が逆になるまで待ち、再度45°で励起すると、脂肪は元の位置に戻り水成分のみが90°励起される。励起パルスの分割数の違いにより、弊社装置ではnormal(3分割)とfast(2分割)が選択可能である。WEは組み合わせ可能なシーケンスは限られるが、SEでも使用可能で、脂肪抑制用のパルスを使用しないため、周波数選択性と比較しTRの延長を低減可能である。ただし、静磁場の不均一の影響で部分的に水信号が励起できない可能性がある。

○Water excitation のポイント

- ①周波数選択性と比較し、TR の延長を低減可能
- ②静磁場の不均一の影響で水信号が励起できない可能性に注意が必要

4. 最後に

本稿では、弊社装置における脂肪抑制法の原理と設定のポイントを解説させていただいた。尚、今回紹介した技術の一部は、使用装置及びソフトウェアバージョンにより設定の可否があることにご留意いただきたい。今回の解説が、皆様の臨床検査の一助となることを望む。

参考文献

- 1) Horger W., et al. Fast Suppression Techniques – a Short Overview. MAGNETOM Flash. 2011; 46: 56-59
- 2) Johnson D., et al. Approach to MRI of the Elbow and Wrist: Technical Aspects and Innovation. Magn Reson Imaging Clin N Am. 2015; 23 (3): 355-366

1. はじめに

日々の MR 検査において脂肪抑制法は必要不可欠な手法である。その目的は様々であり、脂肪組織有無の鑑別、脂肪周辺にある病変の同定、画像コントラストの向上、アーチファクト抑制などが挙げられる。しかし、脂肪抑制の手法が多岐に渡り、撮像シーケンスや撮像部位に応じて最適な選択が必要となる。本稿ではフィリップス装置における脂肪抑制手法を解説し、最新の mDIXON XD の紹介を行う。

2. 基本的な脂肪抑制法

脂肪抑制法は原理的に大きく 3 つに分類することができる。水と脂肪の周波数差を利用した周波数選択的脂肪抑制法、緩和時間の差を利用した非選択的脂肪抑制、位相差を利用した水選択励起法である。

・周波数選択的脂肪抑制法 SPIR, SPAIR

いわゆる CHESS 法であり、フィリップス装置では SPIR, SPAIR が該当する。SPIR では脂肪選択的励起パルスの強さ weak(50°) / medium(75°) / strong(100°) を変化させることで画像コントラストの微調整が可能である。SPAIR では B_1 不均一に強い adiabatic 180° pulse を脂肪のみ選択的に印加し、脂肪信号が null のタイミングで励起を行う。Suppression level (Null からのデータ収集開始タイミングの調整) や adiabatic pulse の power を変化させ脂肪抑制効果を調整可能である。また、それぞれ水信号からの frequency offset の調整により、磁場不均一の影響を受けやすい領域においても脂肪抑制の改善が期待できる。

・非選択的脂肪抑制法 STIR

STIR はすべての信号に対して IR pulse を印加し、脂肪信号が null のタイミングで励起を行う。磁場不均一に強い脂肪抑制法であり、広範囲撮像や金属、空気に近い部位の撮像で使用されることが多い。造影剤使用後は T_1 短縮効果のため利用が難しい。

・水選択励起法 PROSET (WATS)

PROSET (WATS) はプレパルスを使用せず binomial pulse を使用して水のみ選択的に励起を行うため、TR の延長が少なく、また B_1 不均一にも強い。binomial pulse の分割数は 1-1, 1-2-1, 1-3-3-1 まで選択が可能で、分割数を上げるほど TE 延長が伴うが B_1 に強く脂肪抑制効果も高い。

3. mDIXON XD

DIXON 法 1)は 1984 年に発表され、脂肪抑制法の一種として広く用いられている。水と脂肪が同位相となる in-phase(IP)と、水と脂肪が逆位相となる out-of-Phase(OP)の 2 つのエコーで画像を取得し、ケミカルシフトにより

変化する信号強度を計算することで、脂肪と水を分離する画期的な技術である(Fig.1). 特徴は1スキャンでIP画像, OP画像, Water画像(=脂肪抑制画像として用いられる), Fat画像が取得可能で、比較的CHESS法よりも均一に水と脂肪の分離が可能である。しかし、水と脂肪の位相差を利用していている手法のため、静磁場が不均一な影響下で水と脂肪を誤って認識することで水と脂肪信号の反転エラーが生じる(Fig.2)。また、従来法ではTEがIPとOP固定のため撮像条件が限定される欠点があった。

mDIXON XDでは複数のアルゴリズムの技術改良により、磁場不均一が生じやすい生体において精度の高

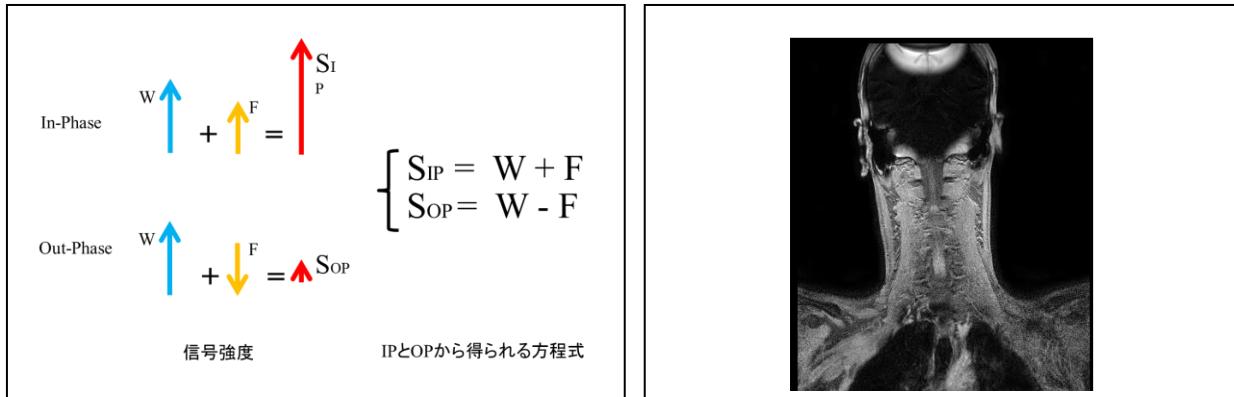


Fig.1 従来 DIXON 法

Fig.2 水と脂肪信号の反転エラーの例

い水・脂肪の分離を可能とした。以下に重要なポイント3点について解説する。

・フレキシブルTE

2ポイント法において、TEがIPとOPに限定されていると、選択可能な撮像パラメータ(最短TRや空間分解能)に制限が生じ、結果的に使用可能な臨床応用範囲も限定されてしまう。TEを自由に設定する場合、信号はFig.3に示す通り、ベクトルとして考える必要がある。図中のベクトル信号式を見るとわかるように、基本的に信号式には水信号W、脂肪信号F、磁場不均一による位相エラー φ の3つの未知数があるのに対して、信号式は2エコーのデータから得られる2つしかないため、WとFを解くには φ を精度よく推測する必要がある。一般的にTEに制限が生じる理由の1つは、この位相エラー成分の推定の難易度に関連・関係している。通常、信号の位相シフトには、ケミカルシフトの影響と磁場不均一の影響の両方が含まれる。しかし仮にIPでデータを取得すると、ケミカルシフトの影響で生じる位相シフトはゼロになるため、ダイレクトに位相エラー成分を推測することができる。mDIXON XDでは、IPデータに依存せず、任意に選択された2つのエコータイムの信号から位相エラー成分を求めることが可能

φ の推測工程の開発に成功した。2)具体的には位相エラーを直接求めるのではなく、1つ目のエコーと2つ目のエコーの“位相エラーの差”を用いることで、数学的な処理をシンプル化して

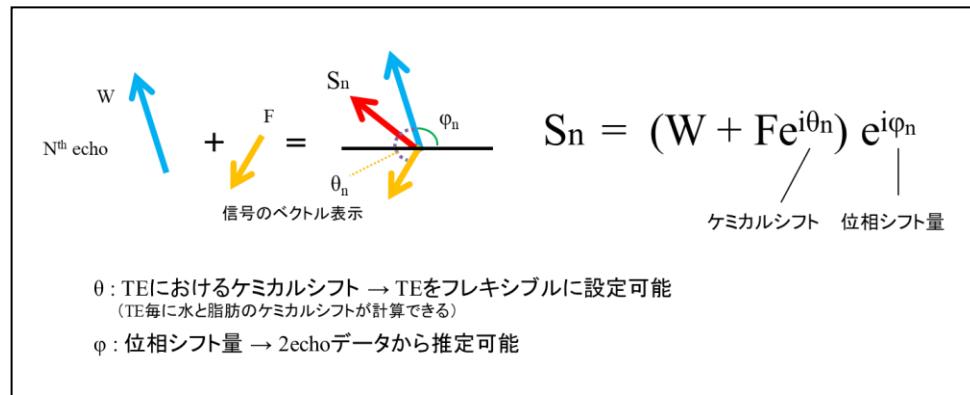


Fig.3 mDIXON XD のベクトルを考慮した信号式

いる。この式の一般化により、TE の制限なく解を導くことが可能となっている。

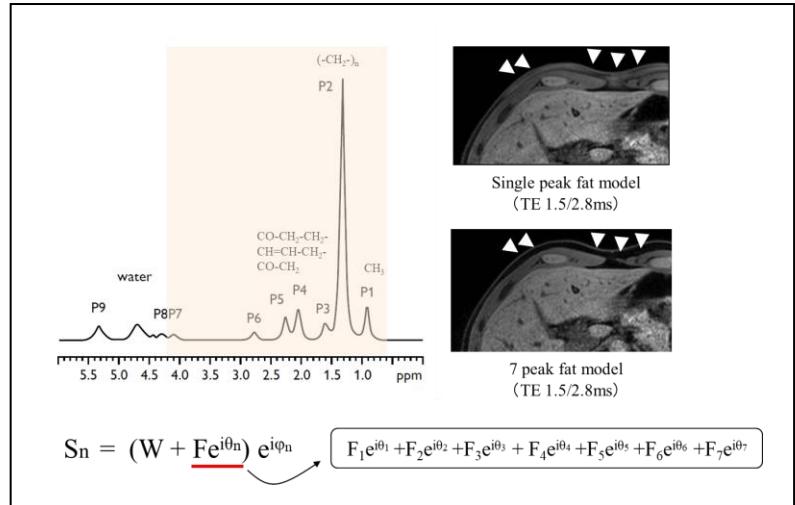


Fig.4 7 peak fat modeling を採用した信号式

• 7 Peak Fat Modeling

DIXON 法において IP と OP が理想的とされるもう 1 つの理由は、IP と OP のように 2 つの信号差が大きい時には、精度よく(エラーを最小化して)解を求めることが可能となるが、信号差が少なくなるにつれて精度が低下するからである。このように選択する TE によって脂肪と水の分離精度が変わってしまうことが、フレキシブルに TE を選択する上でのもう 1 つの課題であった。mDIXON XD では、2 エコーの計算をする際に、Fig.4 に示す脂肪のマルチピークモデルを採用した。3) IP と OP という考え方とは、脂肪のスペクトルが単一であるという仮定に基づいているのだが、実際には Fig.4 に示す通りプロトンの結合によって脂肪は複数のピークを有する。つまり従来のシングルピークモデルを用いた計算では、脂肪の他の成分の影響がエラー要因となっており、脂肪と水の分離能に大きく影響していた。7 つのピークを考慮することで、Fig.3 で示したベクトル式の TE におけるケミカルシフトに関する項が 7 つに増え、IP と OP 以外の TE を選択した場合でも精度高い計算によりエラーを軽減することが可能となり、TE の設定の自由度を大幅に高めることに成功した。

• 3D full FOV B_0 correction

広範囲 FOV では磁場中心から離れた領域において水・脂肪の反転エラーを起こしやすい。mDIXON XD の 2 エコー間の位相差データに装置固有の B_0 マップを反映させた 3D B_0 map を併せて補正を行う。これにより広範囲 FOV や、マルチステーションの全身撮像でも安定した Water / Fat 画像が取得可能となる。

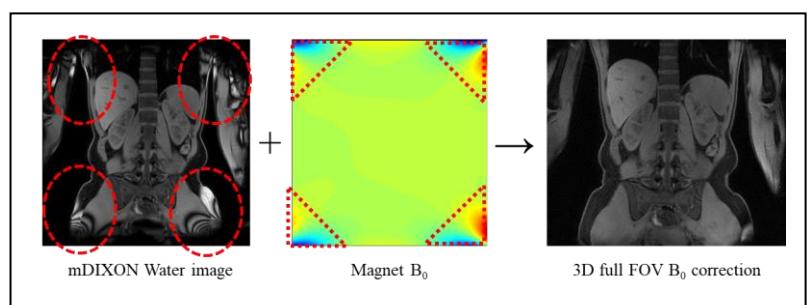


Fig.5 3D full FOV B_0 correction

4. おわりに

フィリップス装置で使用可能な脂肪抑制法やパラメータについて紹介した。特に mDIXON XD は精度の高い水・脂肪信号の分離が可能であり、そのアルゴリズムを解説した。技術は常にアップデートされており、mDIXON

XD は TFE に対応可能 (R5.3 から) となり、また VAT (view angle tilt) や MultiVane XD との併用など、様々なパラメータとの組み合わせも可能で自由度も高い。更なる臨床現場での応用に期待する。

参考文献

- 1) Dixon WT. Simple proton spectroscopic imaging. Radiology 1984;153:189–194.
- 2) Ma J. Breath-hold water and fat imaging using a dual-echo two-point Dixon technique with an efficient and robust phase-correction algorithm. Magn Reson Med 2004;52:415–419.
- 3) Eggers H et al. Dual-Echo Dixon Imaging with Flexible Choice of Echo Times. Magn Reson Med. 2011;65:96-107.

『当社独自の脂肪抑制法とディープラーニングを用いた最新技術』

Our Original Fat Suppression and State-of-the-art Technology Using Deep Learning

キヤノンメディカルシステムズ株式会社

加藤 美結

1. はじめに

脂肪抑制法は MR 検査における必須撮像技術のひとつである。日常臨床で脂肪抑制法を用いる目的は、(1)脂肪組織の有無、(2)脂肪周辺にある病変の同定および脂肪と境界を接する臓器の描出、(3)造影時の病変コントラストの向上、(4)動きのアーチファクト抑制、(5)ケミカルシフトアーチファクトの抑制など多岐にわたり、目的や撮像部位によって使い分けが必要である。本稿では、種類が非常に豊富である脂肪抑制法の中から、当社の独自技術と脂肪抑制の課題に対する最新技術のアプローチについて解説する。

2. 当社の脂肪抑制技術一覧

当社の脂肪抑制技術は大きく 3 つに分類できる(表 1)。

- ① 共鳴周波数の差を利用する選択的脂肪抑制法
- ② 緩和時間の差を利用する非選択的脂肪抑制法
- ③ 水と脂肪のプロトンの位相差を利用する水/脂肪分離法

表 1 脂肪抑制技術の一覧

脂肪抑制法	技術名称	特長
①	Fat SAT 一般名称:CHESS	様々なシーケンスに併用可能で目的に応じて強度を選択できる
	Enhanced Fat Free	FFE3Dシーケンスに併用でき、T1強調画像において広範囲で均一な脂肪抑制効果を得られる
	PASTA (Polarity Altered Spectral and Spatial Selective Acquisition)	水を選択的に励起するため水の信号低下が少ない 磁場不均一の影響を受けにくい
②	STIR	磁場不均一の影響を受けにくく、特にオフセンターの撮像や空気と隣接する組織の撮像時に併用する
①+②	SPAIR	RF送信ムラの影響を受けにくく、均一な脂肪抑制効果を得られる
③	WET (Water Excitation Technique)	2項パルス(Binominal pulse)を用いて水を選択的に励起する手法 血流信号を描出するTOF法に有用
	WFOP (Water Fat Opposed Phase)	水と脂肪が混在する組織に対して脂肪からの信号を抑制する 組織や病変内にある微量な脂肪を同定
	WFS(Water Fat Separation) DIXON 一般名称:Dixon	1回の撮像で4つの画像(In phase, Out of phase, Fat, Water)を得ることが可能

3. 当社独自の脂肪抑制法

- “より精度の高い” 脂肪抑制を提供する「Enhanced Fat Free」

当社が特許を取得している Enhanced Fat Free は、脂肪抑制パルスを 2 発印加することで脂肪抑制を行う手法である(図 2). 従来法である fat SAT は、脂肪抑制パルスの印加が 1 発であるため、磁場の不均一性によって脂肪抑制パルスの励起角度にばらつきが生じると、脂肪の横磁化成分が残存し、MR 画像上で脂肪の消え残りが発生した. 本手法では、1 発目の脂肪抑制パルス印加後に残った脂肪成分に対して、脂肪抑制パルスを再度印加することで、広範囲で均一な脂肪抑制を実現している. 図 3 に乳房の脂肪抑制例を示す.

乳房 MRI は 2018 年版の『乳癌診断ガイドライン』において、乳癌術前の治療方法決定に推奨され¹⁾、広がり診断や多発乳癌の検出に用いられている. また MRI 検査では造影剤を使用するため、たとえ脂肪抑制不良でも再撮像が難しく、より精度の高い脂肪抑制が求められている.

また、本手法では縦磁化の回復を待たずに短い間隔で脂肪抑制パルスを 2 発印加するため、脂肪抑制効果の高い SPAIR と比較して撮像時間の延長がほとんどない. すなわち、腹部 dynamic 検査に本手法を併用することで、短時間の息止め撮像が可能になる. このように、時間分解能が求められる検査において、高い有用性を発揮する.

●当社が最初に手掛けた脂肪抑制法「PASTA」の応用

共鳴周波数の差を利用する PASTA(polarity altered spectral and spatial selective acquisition)は、狭帯域の 90° パルスを用いて水を選択的に励起する. その後、180° パルスを用いてデータを収集する際に、同時に印加するスライス選択傾斜磁場の極性を反転させることで脂肪抑制を行う手法である. そして、本手法を応用したものがシリコンインプラント用アプリケーション「PASTA-Si」である.

2013 年、乳癌により乳房切除となった患者さんを対象に、インプラント乳房再建が保険適用となっ

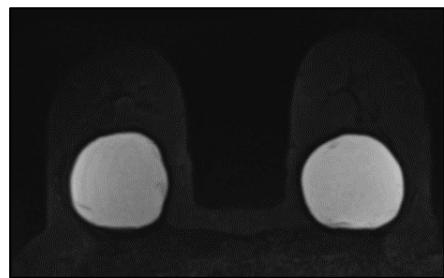


図 4 PASTA-Si STIR

た. インプラント乳房再建実施数は年々増加している(2013-2018)²⁾. また『プレストインプラントガイドライン』においては、約 2 年に 1 度は MRI や超音波検査によるインプラントの経過観察をすることを含めて最低 10 年の診療が必要としている³⁾. PASTA-Si は、シリコンの中心周波数を自動で認識し、シリコン成分を高信号に描出することができるため、インプラントの内容成分の識別や漏れの有無を確認できる(図 4).

4. ディープラーニングを用いた SNR 向上技術がもたらす日常臨床の“Next Standard”

脂肪抑制法には種類ごとに特長がある一方、共通する課題として、通常の撮像シーケンスで得られる MR 画像よりも SNR が低下することが挙げられる. 特に IR 法を用いる STIR では SNR が顕著に低

下する。前述の課題に対して、当社は2019年、ディープラーニングを用いたSNR向上技術「Advanced intelligent Clear-IQ Engine(AiCE)」を世界に先駆けてMRI装置に実装した。AiCEは低SNR画像を入力画像、高SNR画像を教師画像としてニューラルネットワークを学習している(図5)。

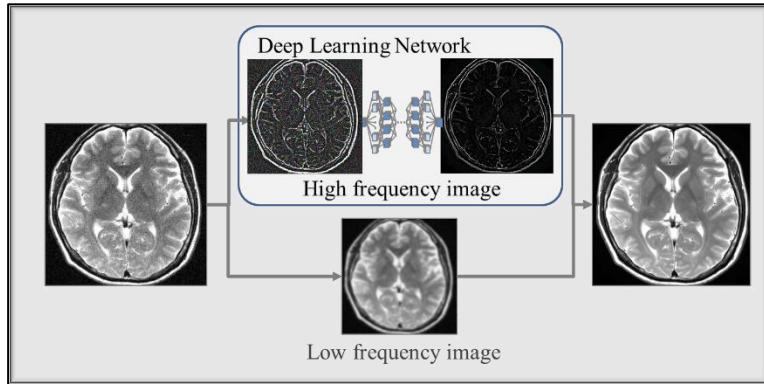


図5 Advanced intelligent Clear-IQ Engine(AiCE)概念図

いる。

従来、脂肪抑制画像ではSNRを保つために撮像時間の延長または分解能やスライス厚を犠牲にする必要があった。しかし、膝関節のMR画像にAiCEを適用すると、スライス厚1mmの高分解能条件でも、撮像時間1分程度で高画質画像が得られる。(図6)。

AiCEは“Next Standard”の技術として既に注目されており、「脂肪抑制併用時のSNR低下」を解決し、さらに高分解能化と短時間化の両立を高い次元で可能にする。

学習の際、ノイズが含まれる高周波成分のみを分離して学習させ、画像種により変動する低周波成分を学習から除外することで、画像種依存のないノイズ除去が可能になる。全身のあらゆる部位に適用可能であり、受信コイルや撮像条件、シーケンスによる制約がなく汎用性が高い。また、ファントムを用いたAiCEのSNR改善効果検証では、最大3.2倍の改善効果を得られることが示されて



図6 STIRにAdvanced intelligent Clear-IQ Engine(AiCE)を適用した例

5. さいごに

本稿では、当社独自の脂肪抑制技術と脂肪抑制併用時の課題を解決する最新技術について紹介した。各脂肪抑制法の特長を理解した上で、今後の日常臨床において、当社技術が診断の一助となることを期待する。

参考文献

- 1) 乳房診断ガイドライン2 痘学・診断編 2018年版, 日本乳癌学会編, 東京, 金原出版, 2018
- 2) 日本乳房オンコプラスティックサージャリー学会 2019年度 乳房再建用エキスパンダー/インプラント年次報告と合併症について
- 3) プレストインプラントガイドライン 日本形成外科学会

『日立における MRI 脂肪抑制技術』

MRI Fat Suppressing Technology in Hitachi

株式会社日立製作所

八杉 幸浩

1. はじめに

日立の超電導 MRI 装置では手法、技術内容の異なる 5 種類の脂肪抑制技術を搭載している。これらの技術詳細に関して以下述べる。

2. T1 緩和時間の差を利用した非選択的脂肪抑制方法

2-1 STIR

一般的手法であり、組織ごとの緩和時間(縦緩和時間)の違いを利用し、反転時間を脂肪の縦磁化がヌル(0)になるタイミングで計測する手法。静磁場(B_0)の不均一に強いが、STIR は脂肪の抑制ではなく、null point に TI を設定した IR 撮像なので、同じ T1 値の組織はすべて信号抑制されるため造影検査に利用できないという欠点がある。(図1)

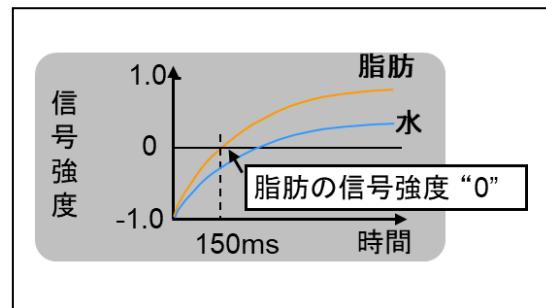


図1 STIR

3. 周波数選択的プリパルスを用いた選択的脂肪抑制方法

3-1 CHESS

水組織と脂肪組織の共鳴周波数の違いを利用し、励起周波数を脂肪に合わせたプリパルスを用いて脂肪組織を選択的に抑制する一般的手法である。高い静磁場の均一度を要求し、SAR 増加の問題がある。(図2)

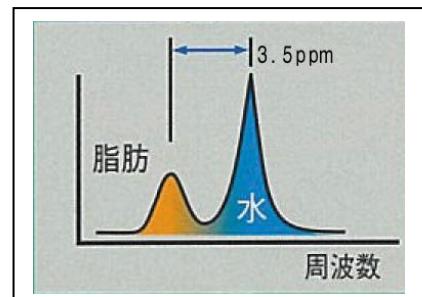


図2 CHESS

3-2 H-sinc (H ジンク)

H-sinc は日立独自の広範囲脂肪抑制手法である。

RF 照射(B_1)不均一の影響が少ないという特長があり、体幹部など広い領域で安定した脂肪抑制効果を得ることができる。この手法は図3に示すように、H-sinc パルスを3回に分割して照射し、さらに照射時のタイミングおよび強度を調整した最適化パルスを使用することで安定した脂肪抑制効果を得るものである。

STIR と比較して、TI(約 150 ms)より短い時間で H-sinc パルスを印加することができる利点がある。

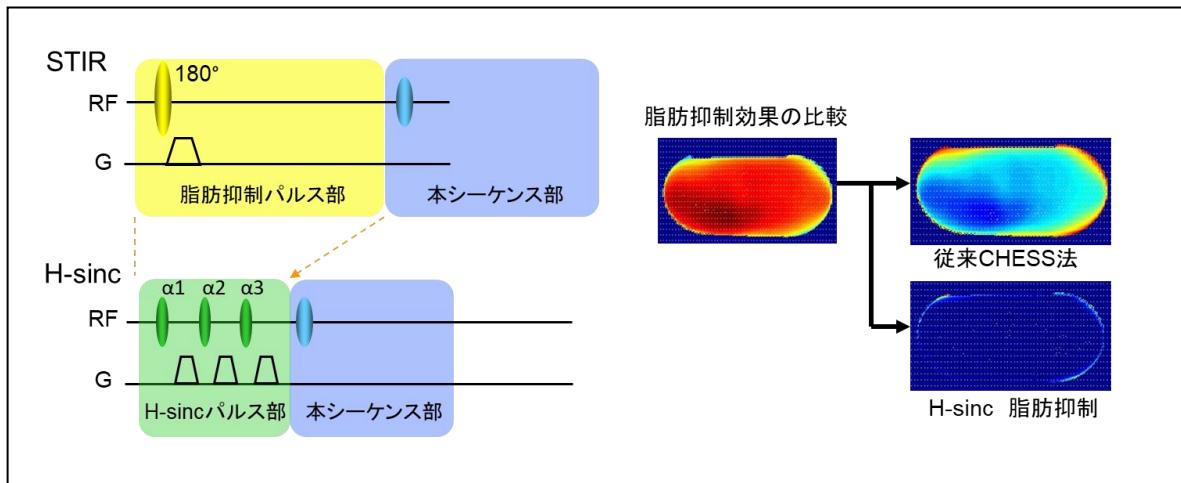


図3 H-sinc

3-3 TIGRE (T1 weighted gradient echo sequence : タイガー)

脂肪抑制を併用した3Dの高速撮像技術で、主に造影剤を用いた肝臓や乳房領域のT1強調ダイナミック撮像に用いられる。脂肪抑制は周波数選択のH-sincパルスを使用し、シーケンスは3D RSSG(RF-spoiled steady state gradient echo)シーケンスである。

脂肪抑制パルスの中にはRFの照射不均一の影響を受けやすいものがあるが、TIGRE(図4)ではRFの照射不均一の影響を受けにくいH-sincパルスを利用可能となっており、広いFOVでの体幹部撮像や乳房撮像においても均一な脂肪抑制を実現できる。また、RFパルスを最適化することでスライス方向の折り返しを低減している。TIGREを使用した乳がんのダイナミック画像例を図に示す。

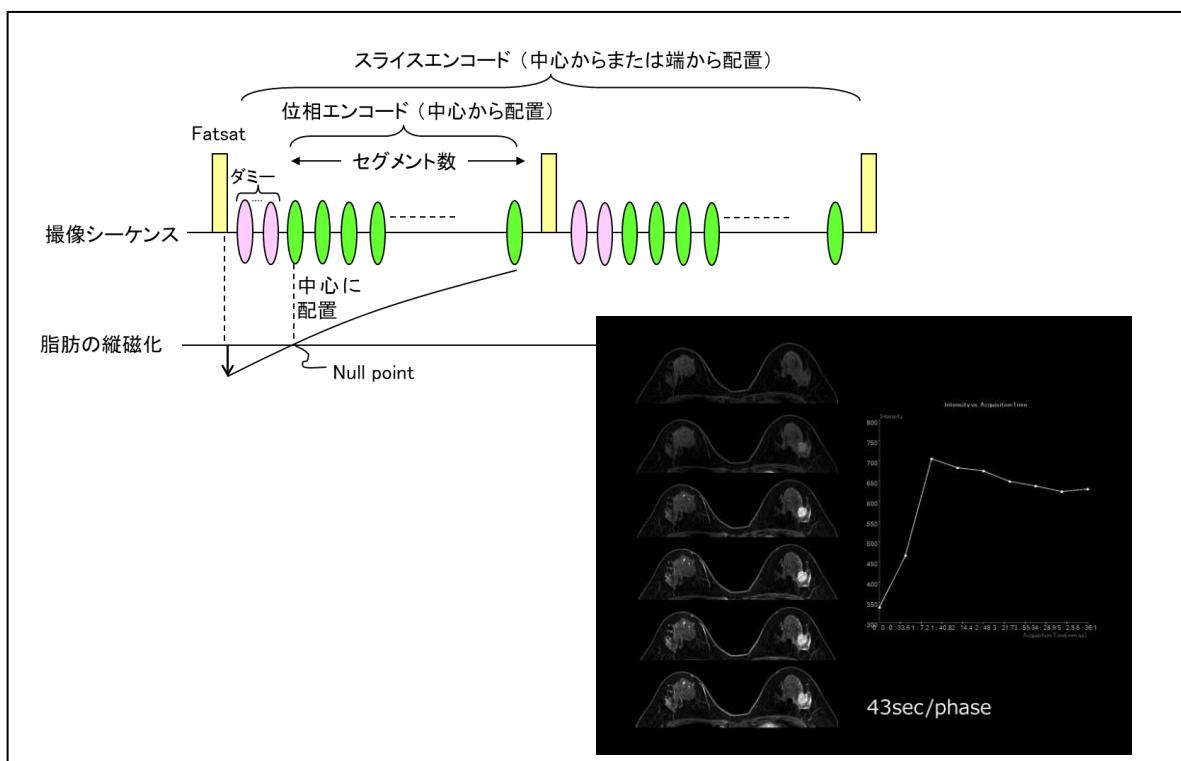


図4 TIGRE

4. 位相の差を利用した水励起法や水/脂肪分離法

4-1 FatSep (ファットセップ)

図5に示す DIXON 法と呼ばれる水と脂肪の位相ずれを利用し、マルチエコードーダ (in phase, out of phase) から計算により脂肪抑制画像を作成する手法である。TE が制限されるが水画像だけでなく、脂肪画像も算出可能。

水と脂肪が in phase と out of phase となる 2 点、あるいは 3 点の TE で撮像を行い、位相演算で脂肪を除去する。広い撮像範囲では CHESS 法が困難な低磁場 MRI 装置において、特に有用な脂肪抑制手法となる。

STIR 法の欠点である造影撮像での利用も可能である。

ただし、位相のアンラップ処理が

必要となるので、事前に取得した位相マップを利用して処理している。位相マップを詳細に演算する Fine モードでは金属アーチファクトの低減にも効果が期待される。

この FatSep が利用できるシーケンスには SE, FSE, GRE, RSSG があるが、in phase 画像も良好に取得できることから、マルチコントラスト撮像と称して、通常画像と脂肪抑制画像を同時に取得して撮像時間を低減することも可能である。

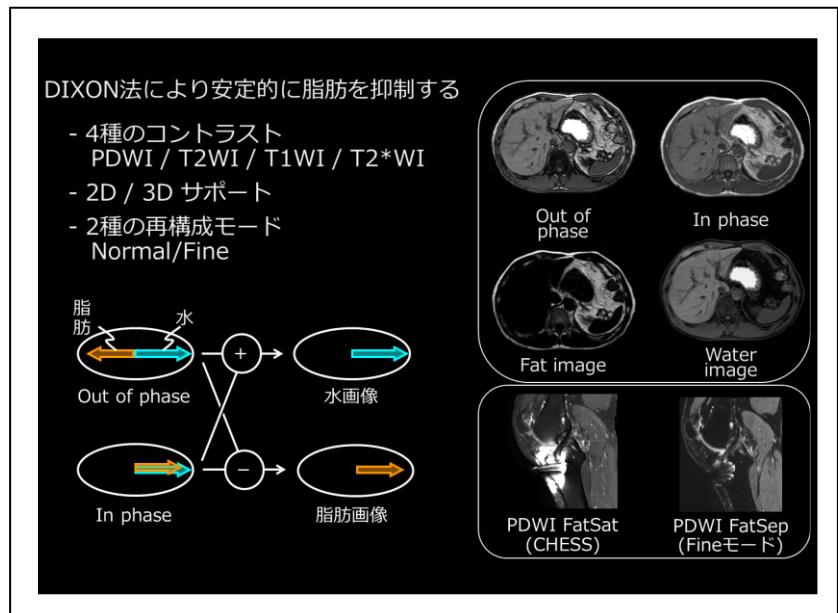


図5 FatSep

4-2 Water excitation

一般的手法であり、励起パルスに周波数選択性を持たせ、水のみを励起することにより脂肪を抑制する。

二項パルス(binomial pulse)を用いた手法を搭載している。

(1-1, 1-2-1, 1-3-3-1)

水と脂肪では約 3.5ppm の共鳴周波数差(ケミカルシフト)があり、このため励起後時間が経過するにつれ水と脂肪の巨視的磁化には位相差が生じる。二項パルスの間隔を水と脂肪の位相が 180°ずれる時間間隔におくと、水または脂肪を選択的に励起することが可能となる。CHESS 法と比較して TR を短くできる利点がある。(図6)

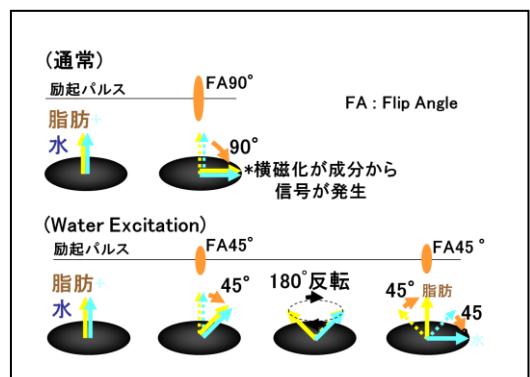


図6 Water Excitation

参考文献

・「MRI データブックー最新用語辞典 第 3 版」 メジカルビュー社 共著:八杉幸浩

『GE ヘルスケア製 MRI 装置の脂肪抑制について』

Fat Suppression in GE Healthcare MRI Systems

GE ヘルスケア・ジャパン株式会社

酒井 政人

1. はじめに

現在, MRI 検査において脂肪抑制法は必須の技術となっており, 撮像領域に関わらず一度は使用したことがあると思います. 特に近年は水/脂肪分離法の実用化など脂肪抑制技術の種類が多くなり, 撮像部位・シーケンスに合わせて最適な方法を選択する必要がありますが, それぞれの方法についての原理やメリット/デメリットを理解することがますます重要となっています.

ここでは GE ヘルスケア製 MRI 装置における脂肪抑制法の現状について解説を行います. 有用なプロトコール選択の一助となれば幸いです.

2. 各種の脂肪抑制技術

2-1 T1 緩和時間の差を利用するもの

一般に STIR (short inversion time inversion recovery / short tau inversion recovery) と呼ばれているもので, 広い周波数帯域の 180° パルスを用いて水/脂肪とともに励起した後, 一定時間後に T1 値の短い脂肪が 90° まで回復した時点 (null point) より通常のシーケンスを開始します.

装置性能や磁場強度によらず使用可能, 磁場不均一の影響を受けにくく部位によらず使用可能などなどのメリットがありますが, SNR (signal to noise ratio) が低い, 脂肪に近い T1 値を持つ物質 (血腫など) も抑制されるため真の脂肪抑制ではない, 基本的には long TR 系シーケンス (PDWI, T2WI) での使用に限られる, といった点に注意が必要です.

病変部のコントラストが高いことから整形領域 (特に脊椎などの骨病変) に用いられることが多く, 近年では腸管内信号や広範囲の均一な脂肪抑制を目的に全身の拡散強調画像にも用いられることが多くなっています.

2-2 周波数の差を利用するもの

いわゆる CHESS (chemical shift selective) 法と呼ばれる方法です. 水と脂肪ではその分子構造の違いからプロトンの周波数に 3.5 ppm の差があることが知られており, これをを利用してあらかじめ脂肪の周波数に合わせた狭い帯域で脂肪信号を飽和させた後に通常のシーケンスを開始するものです.

組み合わせるシーケンス・コントラストにほとんど制限が無い, 選択的に脂肪のみを抑制できる, といったメリットがありますが, 撮像枚数の減少による scan 時間の増加 (特に T1WI), 磁場不均一に敏感, 低磁場装置では周波数の差が小さく使用が困難, といった点に注意が必要です.

派生技術として脂肪周波数を選択的に励起する際に, 90° よりも大きく励起を行い, 一定の時間経過後に null point になるタイミングでシーケンスを開始する SPECIAL (spectral inversion at lipid) 法, および励起を断熱 (adiabatic) 的に行う ASPIR (adiabatic spectral inversion recovery) 法があります. 詳細は割愛しますがそれぞれ目的に応じて使用することで, 短時間の撮像や, 良好的な脂肪抑制効果を得ることが出来る場合があります.

2-3 位相の差を利用するもの

前述の水・脂肪の周波数差により、励起が水と脂肪同時になされた場合でも時間経過とともに徐々に位相がずれていく現象を利用して、水と脂肪の信号を分離する方法です。一般的に DIXON 法と呼ばれます。

原理的には磁場不均一に強く広範囲に良好な水/脂肪分離(そのうち水を分離したものがいわゆる脂肪抑制画像ということになります)を行うことが可能ですが、局所ごとに水か脂肪かを正しく判断することが難しく、DIXON 法として 1984 年に原理が発表されてからも長らく実用されていませんでした。

GE ヘルスケアでは収集タイミングを工夫した 3 点 DIXON 変法である IDEAL (iterative decomposition of water and fat with echo asymmetry and least-squares estimation) 法および 2 点 DIXON 法の FLEX 法が使用可能です。いずれの方法も field map・legion glowing などの手法を用いることで、水/脂肪分離ミスを実用可能なレベルまで減らすことが出来るようになりました。

DIXON 法では水画像(脂肪抑制画像と同等)・脂肪(水抑制画像と同等)画像の他、計算により inphase 画像(脂肪抑制をしていない通常の画像と同等)と out of phase 画像の 4 種類の画像を一度に得ることが出来る、STIR 同様に広い範囲で良好な脂肪抑制画像が脂肪選択的に得られる、T1WI でも使用可能なので造影検査にも有用、などのメリットがありますが、一般に撮像時間が長くなる傾向がある、水/脂肪分離ミスが生じる可能性がゼロではない、といった点に注意が必要です。

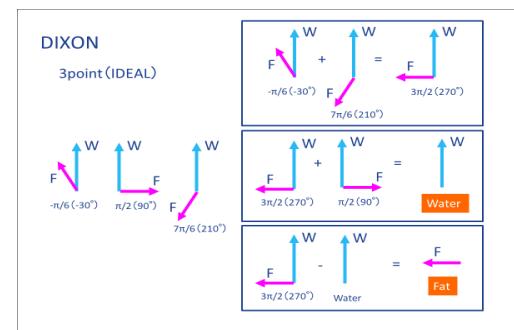


Fig.1 IDEAL 法の原理

2-4 その他

2-4-1 Classic

90° - 180° パルスのスライス選択傾斜磁場の極性を互いに反転させる方法を GE ヘルスケア製装置では Classic と呼び、古くから FSE 系シーケンスで用いられてきました。これは元々金属などのアーチファクトが離れたスライスに生じる「遊走性アーチファクト」という現象を回避するために用意されていたのですが、3 テスラなど高磁場装置においてはスライス方向の chemical shift が逆方向になることで、結果的に脂肪信号を弱くすることになり、CHESS 法などと併用することでより強い脂肪抑制効果を得ることが出来ます。近年では Classic と STIR を全身の拡散強調画像に用いることで、3 テスラ装置特有の脂肪抑制不良が改善されています。

2-4-2 SSRF

水と脂肪の位相差を利用する方法で、励起を行う際に一度に 90° 励起せずに分割して励起を行うことで最終的に水だけを選択的に励起します。この手法を SSRF (spectral-spatial RF) 法と呼びます。この分割の割合が二項定理の係数に従うことから一般に二項パルス (binomial pulse) 法とも呼ばれます。GE ヘルスケア製装置では拡散強調画像の基本となる脂肪抑制法で、脂肪抑制について何も指定していない場合にこの SSRF 法が使用されます。

2-4-3 Duo FatSat

CHESS 法において広範囲の脂肪抑制を改善するために搭載されているもので、その名の通り周波数選択的パルスをわずかに周波数をずらして 2 つ使用するものです。周波数エンコード方向/位相エンコード方向/スライス選択方向のいずれかを指定することで、一定方向に抑制不良がある場合に効果が高くなります。

3. 各種脂肪抑制法の使い分けについて

あくまで参考となりますが使い分けについてまとめます。

3-1 基本は CHESS

どのような部位・シーケンスであってもまず初めに考慮すべきは CHESS 法となります。2D 系は一部を除き CHESS-Fat, 3D 系は SPECIAL を用います。shim volume を目的部位に置くことで確実性が上がりますので積極的に使用することをお勧めします。

3-2 磁場不均一の強い部位は DIXON

頸部・胸部・足関節のように磁場不均一が強い部位、または股関節のような広範囲に抑制が必要な部位では DIXON 法が有利です。T2WI 系のコントラストでは STIR も有用ですが、婦人科骨盤では卵巣の囊胞性病変で解釈が難しくなりますので注意が必要です。

3-3 Dynamic では CHESS

LAVA-FLEX は 3D の呼吸停止シーケンスとして使用可能で、dynamic 撮像にも用いられますが、万一にも水/脂肪の分離ミスがあった場合に再撮像が出来ないため、確実性を重視する場合は CHESS (SPECIAL) を用いるのが無難です。特に呼吸停止不良症例では分離ミスが多くなりやすい傾向があります。



Fig. 2 CE T1WI-IDEAL

3-4 全身の拡散強調画像は磁場強度で異なる

1.5 テスラ装置では STIR を使用します。このとき Enhance Fat Suppression を on にすることで SSRF も併用されますが、全身に使用する場合は胸部や頸部の信号低下を生じますので STIR 単独で使用してください。

3 テスラ装置の拡散強調画像では様々な理由により STIR 単独では脂肪信号の残存が見られます。Classic が併用可能なソフトウェアバージョンをお使いの場合は併用をお勧めします。

4. 最後に

脂肪抑制法の現状に関して概略を解説いたしました。それぞれの特徴をふまえ現在使用しているプロトコールをより良いものに改善するヒントが一つでも得られれば幸いです。

磁場強度や装置のソフトウェアバージョン、さらにはオプションの有無により上記すべての方法が使用可能とは限りません。また目的により複数の方法を組み合わせて使用することで、より効果を得ることが出来る場合があります。現在ご使用の装置で脂肪抑制に関してお悩みの際は、担当アプリケーション、コールセンターにご相談ください。また GE MR ユーザーCommunity Site「Signa・る」には各種クイックガイドなど様々な情報を掲載しております。ぜひ合わせてご活用ください。

第 74 回撮影部会 ワークショップ

テーマ A 一般：

『乳房構成自動判定システムの現状と課題』

Current Status and Issues of Automatic Determination System
of Mammary Gland Composition

座長：聖路加国際病院（撮影部会委員）小山 智美

北海道大学大学院（撮影部会委員）山品 博子

はじめに

近年、マンモグラフィ検診結果に乳房構成（脂肪性、乳腺散在性、不均一高濃度、極めて高濃度）を通知するか否かが話題となっている。2017 年関連学会で構成されるワーキンググループからは「対策型検診において受診者に乳房の構成を一律に通知することは現時点では時期尚早である（略）」との提言があったが、同年の厚労省が行った調査では 13.5% の市町村が乳房構成を受診者に通知していた。現状、乳房構成の判定は読影医に一任されているが、読影医間の判定一致率は必ずしも高くはないと言われている。またメーカー間で画像表現にも差があり装置間の一致率も決して高くない。このような中、マンモグラフィから自動解析し乳房構成を判断するという商品も開発されてきた。また深層学習によりその信頼性を高めようとしている研究もあり、これらが一般化すれば主観的から客観的に判定ができ受診者からの信頼性も上がると考えられる。

第 74 回撮影部会テーマ A

2020 年学術総会は Covid-19 の影響により 5 月 23 日から 6 月 14 日の期間で Web による開催となった。教育講演は『人工知能で医療は変わるのか？～未来予想図～』というテーマで株式会社リジットの山本修司先生にご講演いただいた。続くワークショップのテーマは『乳房構成自動判定システムの現状と課題』。

①ブレスト・ヘルスケア株式会社 難波洋文氏 『客観性と再現性を保つ乳房構成自動解析ソフト』 Volpara
②シーメンスヘルスケア株式会社 橋本尚美氏 『乳腺度測定ツール』 Insight BD (Insight Breast Density)
③富士フィルムメディカル株式会社 宮野武晴氏 『当社の乳腺量計測機能』 AMULET Innovality
④湘南記念病院乳がんセンター 川崎あいか氏 『ディープラーニングを用いた乳房濃度算出値の機種間比較に関する検討』をご報告いただいた。シーメンス社の Insight BD は、MG 画像の乳房全体の体積における乳腺組織体積の割合を算出するボリュームメトリック法を用いて定量的評価をしている。富士フィルム社の AMULET Innovality は被写体の厚み情報を装置から取得し、あらかじめ定義した減弱係数（乳腺と脂肪）に基づいて画素毎に乳腺の割合を推定、乳房領域全体で統合することで乳腺の体積および乳房全体体積に対する割合を算出している。川崎氏は、乳房構成の分類が示す意味を、病変が MG 特有のマスキング効果により隠れてしまう危険性の程度と、乳癌発症のリスクの程度の 2 つであるとした上で、人工知能（AI）のディープラーニング技術を活用し定性評価に準じた評価が可能となるような定量評価法を構築し乳房濃度算出法を考案した。

終わりに

乳房構成自動判定システムは、読影・診断のさらなる効率向上に期待できる。2020 年 2 月には日本乳がん検診精度管理中央機構から、乳腺の多寡判定一致率を高める方法として「乳房構成の判定方法」が提示された。客観性・再現性に優れる判定方法の活用が望まれる。

第 74 回撮影部会 ワークショップ

テーマ B CT :

『低管電圧 CT』

Low-kilovoltage Computed Tomography

座長：千葉市立海浜病院（撮影部会委員）高木 卓

国立がん研究センター東病院（撮影部会委員）野村 恵一

2020 年 5 月 23 日(土)～6 月 14 日(日)の期間, Web 開催となった第 76 回日本放射線技術学会総会学術大会の期間中に, 第 74 回撮影部会テーマ B:CT が開催された. 今回のワークショップは, 「低管電圧 CT」をテーマとして, 低管電圧撮像の適応および有用性, リミテーションを含めた注意点について, 「小児」, 「体幹部(腹部)」, 「心臓・大血管」, 「被ばく」, 「撮像パラメータ」について 5 名の演者から Cypos にてご講演を頂いた. 舛田隆則先生(あかね会土谷総合病院)からは, 小児を対象とした低管電圧撮影における, CT-automatic exposure control (CT-AEC) の精度検証および被ばく線量と画質, 造影検査における contrast noise ratio (CNR) 基準の CT-AEC テクニックの有用性について小児 CT angiography (CTA) での使用経験を踏まえて解説を頂いた. 相川良人先生(山梨大学医学部附属病院)からは, 体幹部, 特に腹部造影検査を対象とした低管電圧撮影は腎機能低下症例に対して有用であり, 管電圧 80 kV を用いることで造影剤投与量を 370 mgI/kg まで低減しても, 従来法と同等の造影効果を得ることが可能であるが, 注意点として time enhancement curve (TEC) の形状を維持するための造影剤投与方法や, ノイズの増加対策, 体内金属やビームハードニングによるアーチファクトの増加についても解説を頂いた. 山口義隆先生(華岡青洲記念病院)からは, 心臓・大血管領域では十分な造影効果が求められるが, 検査対象に高齢者が多く造影剤使用量に低減が求められている現状を踏まえ, 低管電圧によるヨードの CT 値上昇を加味した造影剤の減量と, CNR を基準とした線量低減について解説を頂き, 低管電圧撮影により被検者への様々な負担軽減の可能性についてお示し頂いた. 庄司友和先生(東京慈恵会医科大学附属病院)からは, 管電圧変更に伴う被ばく線量の変化について円柱ファントム(直径 32 cm, 16 cm, 10cm)の測定結果より, 直径 10 cm, 16 cm では低管電圧から高管電圧まで中心部と辺縁部の線量比に大きな変化はないが直径 32 cm では低管電圧において中心部の線量低下と辺縁部の線量増するため線量比が異なることから, 低管電圧を用いる際は画像 SD や CNR を統一する手法のみではなく被写体内の線量分布を考慮した手法の必要性について解説を頂いた. 瓜倉厚志先生(静岡県立静岡がんセンター)からは, 低管電圧 CT はいくつかのリミテーションや増加するアーチファクトに注意をする必要性はあるが, 造影剤コントラストを活かす撮像法であり, 診断タスクと必要な画質要件を明確にしたパラメータ構築の必要性について解説を頂いた.

【Discussion に頂いた質疑及びコメント】

【質問 1】小児 CT 検査において, 舛田先生にお示し頂いた CNR 基準の CT-AEC 設定方法は, ビームハードニングが問題となる骨盤部においても適応可能であるか.

【返答 1】小児を対象と考えた場合は, 適応可能であり, CTA を目的とした場合は線量低減可能と考える.

【質問 2】低管電圧 CT とはどの管電圧を指すのか.

【返答 2】先行研究を調べると, 長い間標準的に利用されてきた 120kVp よりも低い管電圧を指す.

【質問 3】骨を対象とした整形外科領域の CT 撮影で低管電圧をしようする上での注意点はあるか. 骨の撮影ではビームハードニングの影響やブルーミングアーチファクトの影響をどのように考慮すべきか. また, 骨の 3D を目

的とした場合には線量低減が可能と書かれていたが、微細な骨折等を描出する場合も影響は無いのか。

【返答 3】Cypos 中で提案した低管電圧撮像プロトコル作成のためのアルゴリズムにおいて、骨の 3D 作成目的では低線量化が可能と記載したが、ビームハードニングが問題になる部位や微細な骨折を描出する場合には、そもそも低管電圧撮像の対象とはならないため、提案したアルゴリズムには該当しない。

【質問 4】若年者の CT 検査で乳腺が撮影範囲に含まれる場合、低管電圧撮影を行うことで辺縁に存在する乳腺の被ばく線量が増加することはあるか。

【回答 4】CTA を目的として、CNR を基準として線量設定を行うことで撮影線量を下げることが可能となるので、低管電圧による辺縁部の線量増加分よりも線量低減は可能であり、乳腺線量の増加は避けられると考える。

【質問 5】体幹部(腹部)の撮影では、低管電圧による線量不足によるノイズ対策が必要になるが有効な対策はあるか。

【回答 5】線量(mAs)が必要となるため、息止めが可能であるならば回転速度を落として撮影することが有効となる。

おわりに

Web 開催となった今回のワークショップであったが、参加者からの質問や意見もあり、無事に終えることが出来たことに安堵している。Cypos で行われたため、スライドをしっかりと確認出来ることは有意義であったが、演者の先生の声が聴けなかつたこと、質疑に関しても回答に時間が掛かってしまうことや、ワークショップ全体として意見交換を行うことが難しかつたことは、今後の課題と考える。

最後に、新型コロナウイルスの感染拡大の影響で開催方法が変更となつたにも拘らず、ワークショップでご講演いただいた先生方に深く感謝申し上げます。

第74回撮影部会 ワークショップ

テーマC MR:

『画像解析を紐解く』

Quest of Image Analysis

座長：新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢 勉

大阪医科大学附属病院（撮影部会委員）山村憲一郎

MRIは高いコントラスト分解能により、全身を対象に臨床応用がなされ30年以上が経過する。この間、高磁場化や傾斜磁場の高性能化、撮像シーケンスの著しい進歩がMRIにおける臨床技術を支えてきた。一方、長い撮像時間は常に問題となり、現在でも最も注目される技術は高速撮像技術である。近年、CS(compressed sensing)をはじめとした新たな撮像技術が登場し撮像時間の短縮に大きな貢献をしている。

高速撮像技術が進歩し続ける中で、MRIの最大の利点はコントラスト分解能の高さにあり、従来臓器形態の描出と病変の指摘に大きな役割を果たしている。一方、相対的な信号値を収集するMRIデータより、組織の性状を定量的に評価する手法が開発されており、機能画像による定量値を臨床に提供している。基本的な定量値は、T1値、T2値、T2*値を用いた緩和時間を画像上にマッピングする手法が広く知られているが、近年では位相データを用いた解析など様々な定量値がもたらされており、これに近年の高速撮像技術を用いることで臨床応用が加速するものと思われる。

教育講演では、大阪医科大学の循環器内科医である神崎祐美子先生より、心筋のT1、T2、T2*マッピングが診断に有用であることを教えていただいた。ワークショップでは、脳神経領域のASL、肝臓領域でのMRPDFF、心臓領域でのT1、T2マッピングの3分野に焦点をあて、下記の内容でWeb開催という通常とは違う形態ではあったが、積極的な議論が行えた。共通していえたことは、撮像シーケンスや解析方法により、定量値に誤差が生じてしまうことである。われわれ技術者は、撮像技術や解析技術を理解し、より正確な値を提出する必要があると思われた。今回のワークショップで撮像技術の解説をしていただいたことで、定量値の正確性を低下させる原因を明らかにするヒントを得た。これにより今後、より一層研究が進み成果が得られる期待を期待し、MRI機能画像の本質に少しでも近づけていけたらと思う。

教育講演

「循環器診療における心筋MRIマッピング(T1, T2, T2*)」 大阪医科大学 循環器内科 神崎祐美子

ワークショップ

1) 急性期で活かすASL

小樽市立市民病院

大浦大輔

2) MRPDFFの原理

キヤノンメディカルシステムズ株式会社

尾崎正則

3) 心筋T1, T2マッピングの撮像技術

三重大学医学部附属病院

高瀬伸一

『Mammography Training School 開校にあたり』

元撮影部会委員 新井 敏子

今のX線撮影領域の中で、技師がからだを張って撮影にあたる業務は何だろう？　撮影技術の差が画像の良し悪しに直接効いてくるのは何だろう？　って考えたとき、その最たるもののがマンモグラフィと消化管のX線検査ではないだろうか。もちろん腕だけではなく、知識も必要であるが。

私が診療放射線技師になった翌年、日本放射線技術学会で各県ごとの支部制度ができ、その中で群馬支部は県内の技師同士のつながりも深く、撮影技術専門委員会・放射線治療専門委員会・RI技術専門委員会の委員会が存在し、撮影技術専門委員会には胸部撮影検討班・マンモグラフィ検討班・CT検討班・IVR検討班があり、それぞれ活発な班活動が行われていた。その後、学会内で支部の広域化が進み、平成9年3月県ごとの支部制度が廃止されたが、群馬支部のマンモグラフィ検討班の活動がなんとか継続できないものかと話し合われ、平成12年2月「群馬県内のどこの施設で受けてもいいマンモグラフィが提供されるように」を目的に“ぐんまマンモグラフィ向上委員会”が設立され、マンモグラフィ検討班の班長をさせていただいた私が、向上委員会の代表も引き継ぎ、実態調査や勉強会、学会での発表、平成17年度からは群馬県からの委託で日本乳がん検診精度管理中央機構との共催の技術講習会の開催、さらに群馬県内のサッカーチーム「ザスパ草津」の試合会場や桐生市の有鄰館で一般の方への啓発イベントなどを行ってきていた。

私が就職した社会保険病院（現在は独立行政法人地域医療推進機構）は病院部門と、検診部門があり、病気を見つけるということと、診療と両面から放射線検査に携われたことは、私の診療放射線技師としての意識づけに大きく影響している。マンモグラフィだけでなく、胸部撮影・胃透視・CT・MRIまた被ばくにかかわることも。私は今まで、“できるだけ早期の、できるだけ小さい病変を映し出す”“あるものはある・ないものはないとの的確な画像を提供する”“必要な画質を満たしたうえでなるべく少ない線量”という意識で検査を行ってきたが、これは健診の部門があったからこそさらに深まつたことで、これを病院部門でも意識してきた。

入職当時、放射線技師は私を入れて5人。そのころは毎月、自動現像機の液交換とラック清掃の日が決まつていて、撮影業務が終わる午後5時ごろ暗室前に集合し、3時間くらい作業して、終了後はお疲れさまの一杯が恒例。さらに、毎年桜が咲くと前橋公園でバーベキュー。夏はビアガーデン、年末の仕事納めの日には番払い。なにかについてはみんなで飲み会。「あー、社会人になるってこういうことなんだ」と世間知らずの私は思ったもので、特に新型コロナウイルスの感染が問題となっている昨今では考えられないことだ。ただ、私が勤めた病院の先輩技師たちはみんな、技術学会やら技師会やら、いろいろな会の役員・委員などの要職をこなしていて、先輩に連れられてでかけているうち、そのうち私自身もいろいろな会の役員や委員をさせていただくことになった。技術学会では、X線透視系の被曝線量の調査班班員（平成4年 専門委員会）、放射線撮影分科会委員（平成19～26年度）、放射線撮影部会委員（平成27～28年度）、放射線撮影分科会乳房撮影ガイドライン普及班班員（平成11～25年度）、放射線防護分科会委員（平成13～16年度）、将来構想特別委員会委員（平成23～25年度）、乳がん関係では、日本乳癌検診学会（評議員）、日本乳がん検診精度管理中央機構 教育研修委員会放射線技師部門委員（平成13年～28年）、そのほか技師会関係も。病院だけでなく、そのなかでいろいろな研究をさせてもらって発表させてもらったり、研究発表やシンポジウムの座長をさせてもらったり、たくさんのこと学ばせていただいたが、そのなかで日本全国にたくさんの信頼できる友人や同志ができたことは私の大きな財産に

診療放射線技師の方へ
マンモグラフィトレーニングスクール

日本ではじめての
 マンモグラフィの
 お教室

2020年
 梅生駅近くに
 開校

**マンモグラフィの
 ポジショニングと画像の標準化**

このたびJIP梅生駅近くに、マンモグラフィのスクールを開講いたします。
 現在マンモグラフィを撮影している、あるいはこれから從事するかた、ポジショニングの基本を覚えたい。後輩ができるたでポジショニングを教わいたいなどどうしよう、認定取得や更新の準備 etc...
 マンモグラフィは撮影技術によって画像が変わります。よい画像は、よいポジショニングから生まれます。ポジショニングの基礎から応用編まで、また、マンモグラフィに対する基礎知識や画像評価など、少人数のグループで講習させていただきます。島につくまで、定期的に修正したい等、何度も受講できます。土曜・日曜・平日の夜等のご相談にも応じます。マンツーマンでの講習や、ご施設に出席しての講習コースもございます。お気軽にお問い合わせ、お申し込みをおねがいいたします。

会場：群馬県梅生駅近くの久川ビル 1階（JR梅生駅より徒歩5分）
 ネットで 梅生駅 丸川ビルで検索していただくとお店がでます
 お車でお越しの際は、近隣の駐車場までお用意ください

講習内容 各コース50分 費用料6000円+税
 2コース連続して受講の場合2300円+税

基本構成 MLO
 基本構成 CC
 応用構成 MLO
 応用構成 CC
 画像評価（他施設紹介用CD-Rにしておもろください）
 MMGに関する講習
 その他

費用がある場合は会員登録への出張講習 90分：MLO+CC
 費用料は別途ご負担

お問い合わせ・お申し込みは下記まで メールまではお忙しいかもしれません
 ☎ 0376-0011 梅生市梅生町2丁目127-3
 第一井 美子
 ☎ 090-2229-2545
 □ atohiko@chive.com.ne.jp

マンモグラフィトレーニングスクール
 群馬県梅生駅近くの久川ビル、マンモグラフィ専門診療所

お車の方は、梅生駅のショートメール、また丸川ビルのQRコードでお車を駐めましてマンモグラフィトレーニングに来れてお名前・ご連絡先をお知らせください



なっている。

学会や講習会は土・日の開催がほとんどなので、休日もない状態で、特に日本乳がん検診精度管理中央機構の医師の読影講習会、技師の技術講習会は木曜日は日勤後当直をして、金曜日の午前中そのまま勤務をし、午後から講習会会場にむかうという状況で、当時私の母親は私のことを「下宿人」と呼んでいた。医師や技師の認定試験を含んだ講習会や更新講習会は、その目的とする「マンモグラフィに対する知識と技術の普及・線量の標準化」に大きく貢献しているが、撮影技術に関しては認定を取得している技師であっても、更新を何回か重ねている技師であっても自己流になってしまることが多く、トレーニングの必要性が感じられた。

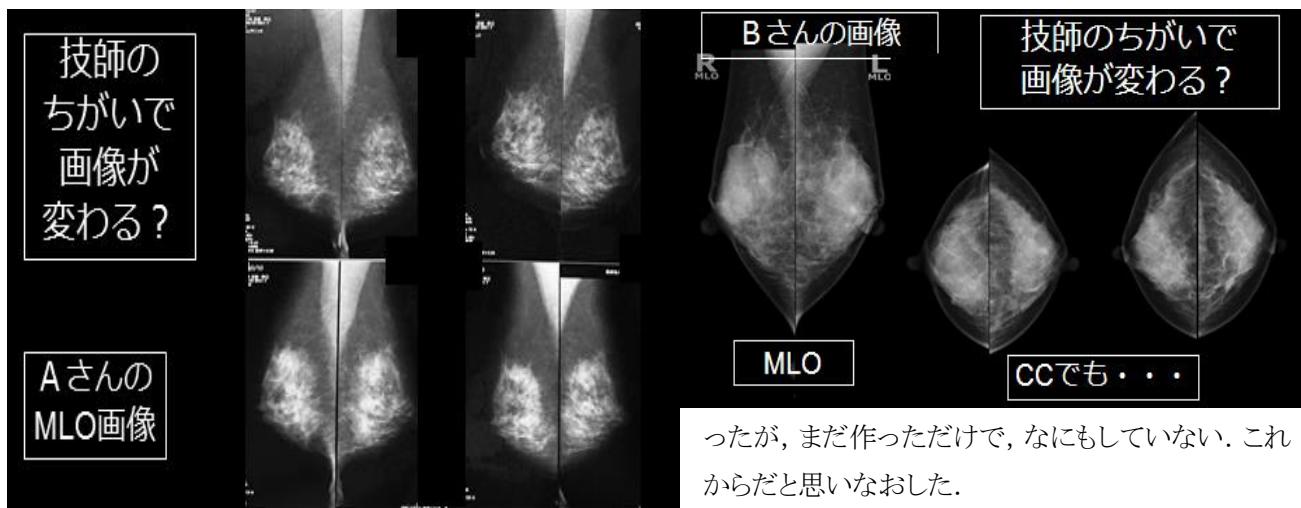
平成 27 年 3 月末で 39 年間勤めた病院を定年退職したが、父はその 1 年前に誤嚥性肺炎で亡くなってしまっており、定年後は失業保険をもらいながら、母といつしょに旅行でもして母との時間を少しゆっくり過ごしたいと思っていた矢先の同年 10 月、ちょうど技術学会の秋季で金沢にいたとき妹から、母が血

圧が高くてドキドキするので近くのかかりつけのクリニックに行ったら、すぐ紹介状書くからと言われて厚生病院に入院したとの電話があった。予約していた新幹線の切符を変更して翌朝いちばんの新幹線で帰り、母の病室に行くと担当の循環器の医師から説明があり、心筋梗塞疑いで紹介入院となつたが、入院時の心電図では落ちていたので準備していたPCIもやめたが、血圧も高いので、すこし入院して様子をみると、ただ心エコーで水がすこし溜まっているようなので念のためCT撮ったところ、モニタにCTの画像を胸部の上からだんだんと下に送って見せてくれたが、上腹部になつたところで肝臓にボコボコと大小多数の円形の mass が…思わず「これうちの母のですか？」って尋ねた。「肝転移…」すい臓がんで、あと 3 か月と、83 歳という年齢で、すい臓がん。あと 3 か月。私は医師に、とにかく痛みや苦しみがなるべくないようにしてやってほしいとお願いした。それからがんに対する積極的治療をしなかつたのがよかつたのか、年齢のせいで進行が遅かつたのか、2 年 9 か月入退院を繰り返してさいごは緩和ケア病棟のある病院に移り、亡くなつた。「下宿人」と言われるくらい在職中は休日もほとんど家にいなかつた私が、一緒にいられる時間ができたと思ったら母が逝つてしまつた。非常勤で何か所か仕事をしながらもさみしくて、悲しくて…、そんな日が続いた。

日本乳がん検診精度管理中央機構の委員も 60 歳定年で退任したが、ぐんまマンモグラフィ向上委員会の代表は継続しており、マンモグラフィに関する講演や実習などもあちこちでさせていただいて、その中でもぐんまマンモグラフィ向上委員会へ講師の協力依頼があり開催した群馬県診療放射線技師会女性部ポジショニング研修会は、平成 29 年 3 月の第 1 回から令和元年 6 月まで計 5 回、延べ人数 74 名。講義と実習、画像評価で実習は 1 グループ 3~4 名の少人数制で細かな実習を特徴にしているもので、その少人数制の講習が非常

に効果のあるものであったのを感じた。

メディアでも上毛新聞や桐生タイムスで取り上げていただいた。上毛新聞が発刊された7月19日の朝早く、定年まで勤めていた職場の先輩女性医師から新聞を見てとても嬉しくてメールとさらに電話をいただいた。「第2の人生いろんな生き方があるけど、あなたはあなたらしいいい生き方をしている。どうかいつまでもお元気であなたの業績を広め、多くの方を乳がんから救っていただけますように」と、思わず涙が出そうにな



マンモグラフィのむずかしさは、それぞれ受診者によって体格は違い、乳房の大きさ、乳腺の量も異なり、さらには撮影する技師の技術によって画像に差がでることにある。日本乳がん検診精度管理中央機構では、施設認定や技師の認定・更新制度で画質と線量と撮影技術の標準化を図っている。画質や線量に関しては装置やメーカーによるところもあり、技師のみで改善できないことも多いが、撮影技術に関しては技師個人の責任である。同一の受診者の過去画像がサーバーにあれば、簡単に比較できるが、同じ技師が撮影したものさえ、同じ画像にはなかなかならない。欠像があったり、乳腺の広がり方、乳房の面積もすこしづつちがってくる。それをどの施設でどの技師が撮影しても同じ受診者の画像が同じようになるためにはどうしたらいいのか。乳房撮影室の中ではプライバシーの面からも受診者と技師は 1 対 1 であることが多く、他の技師と一緒にすることは少なく、他の技師がどんな撮り方をしているのか見ることもなく、自分の撮影法が正しいのかさえ考えることなく過ぎてしまう。自分の撮影した画像を必ず見直し、画像を評価し、問題点をみつけ、その問題点がどこからきているのか考える。過去画像と比較して今回の乳房が、乳房がいちばん広く撮影されているかを見る。画像評価は自分のくせや悪いところを自分に教えてくれるだいじな作業である。

そして、撮影技術の標準化のためにはどうしたらよいか。まずは撮影法の基本を理解し、身につけることにある。最近ではポジショニングの講習会や勉強会が各地で開催されるようになったが、それでもひとりひとりじっくりトレーニングというわけにはいかない。基本を学びたい、基本からずれていないかチェックしたい、そんな方にはぜひ桐生のスクールを利用していただきたい。マンモグラフィの難しさを常に感じてきたからこそ、また、長年講習にたずさわってきたからこそできることをお伝えできればと考えている。現在撮影している方だけではなく、マンモグラフィに興味のある方や、メーカーの方、技師の学生の方もお気軽に声をかけていただきたい。私の思いで立ち上げたスクールでどんなことができるか、ご意見やご要望も出して活用し、育てていただければ幸いである。今回、スクールの開講にあたりたくさんの方から応援や励ましの言葉をいただいた。この原稿も撮影部会の中前部会長から「わが撮影部会の先輩が始められた素晴らしい試みに、全面的にバックアップさせていただきます。ぜひ、撮影部会の雑誌で紹介させてください」とのメールをいただき、編集担当の三宅委員のご配慮もあり、私の思いを文に写すことができた。この場をお借りして、たくさんの方々に御礼申し上げます。

マンモグラフィトレーニングスクール

お問い合わせ先

メールアドレス atosiko@chive.ocn.ne.jp

ホームページ <https://mammo-school.com>

■ 第76回撮影部会の予定

日時：2021年4月15日（木）～18日（土）

会場：パシフィコ横浜

テーマA：「未定」

テーマB：「未定」

テーマC：「未定」

■ Q&Aコーナー・広場について

撮影部会では、1989年より【Q&Aコーナー】として会員の皆様の質問に答えるコーナーを設けています。専門的、技術的問題のみならず、どんな内容でもご質問下さい。部会委員および経験豊かな会員が責任を持ってお答えします。

【広場】には、会員の皆さんに紹介したい話題を掲載しています。あなたの身の回りの話題や意見などありましたらご連絡下さい。

連絡先 〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鎌屋町 167

ビューフォート五条烏丸 3階

TEL: 075-354-8989, FAX: 075-352-2556 (もしくは部会委員まで)

■ 撮影部会委員

会長： 中前 光弘（りんくう総合医療センター）

委員： 市田 隆雄（大阪市立大学医学部附属病院）

瓜倉 厚志（静岡県立静岡がんセンター）

金沢 勉（新潟大学医歯学総合病院）

小山 智美（聖路加国際病院）

関 将志（北里大学病院）

高木 卓（千葉市立海浜病院）

西池 成章（りんくう総合医療センター）

野村 恵一（国立がん研究センター東病院）

林 則夫（群馬県立県民健康科学大学）

山村憲一郎（大阪医科大学附属病院）

山川 仁憲（東京慈恵会医科大学附属柏病院）

山品 博子（北海道大学）

三宅 博之（川崎市立川崎病院）

●編集後記●

会員の皆様、コロナ禍の中、日常診療や感染防止などにお忙しい日々をお過ごしのことと存じます。そして新型コロナウイルス(COVID-19)の感染拡大の影響で第48回秋季学術大会が中止となりました。今回の撮影部会は部会誌に各テーマの各メーカーによる解説を掲載することにしました。

テーマA[一般]では「グリッドレス撮影」をテーマに、4メーカーにそれぞれのシステムについて解説していただき、ユーザによりわかりやすく解説をしていただきました。テーマB[CT]では「Dual Energy CT」について取り上げました。4メーカーにそれぞれのシステムについて解説していただき、ユーザによりわかりやすく解説をしていただきました。テーマC[MR]では「脂肪抑制技術」について取り上げました。5メーカーにそれぞれのシステムについて解説していただき、ユーザによりわかりやすく解説をしていただきました。

そして今号では特別企画として元撮影部会委員の新井先生が開校された「Mammography Training School」に関する紹介も掲載しました。

撮影部会を会員皆様にとって有意義な企画となるように、皆様のご意見をお聞かせ下さい。撮影部会はよりよい撮影技術を求めて会員皆様に情報提供していきたいと考えています。

記：三宅

撮影部会誌 よりよい撮影技術を求めて Vol.28 No.2 通巻75 2020年10月 発行

発行人：中前 光弘

発行所：公益社団法人 日本放射線技術学会

〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鎌屋町167ビューフォート五条烏丸3階

TEL: 075-354-8989 FAX: 075-352-2556

電子メールアドレス office@jsrt.or.jp

ホームページアドレス <http://www.jsrt.or.jp>